

PCT

WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM
Internationales Büro

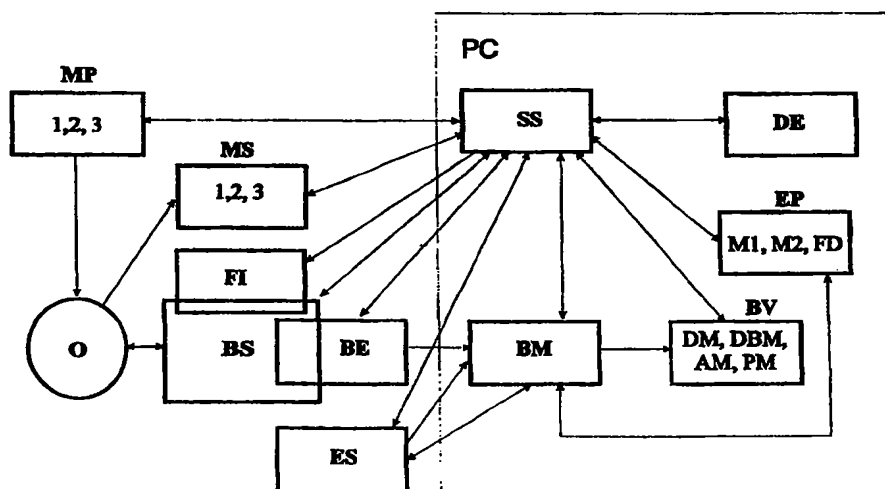


INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

(51) Internationale Patentklassifikation ⁶ : A61B 3/12	A1	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 98/23202 (43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 4. Juni 1998 (04.06.98)
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE97/02634 (22) Internationales Anmeldedatum: 11. November 1997 (11.11.97) (30) Prioritätsdaten: 196 48 935.0 26. November 1996 (26.11.96) DE (71)(72) Anmelder und Erfinder: VILSER, Walthard [DE/DE]; Schwanseestrasse 48, D-99423 Weimar (DE). (74) Anwalt: LIEDTKE, Klaus; Postfach 10 09 56, D-99019 Erfurt (DE).	(81) Bestimmungsstaaten: JP, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE). Veröffentlicht Mit internationalem Recherchenbericht. Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche zugelassenen Frist. Veröffentlichung wird wiederholt falls Änderungen eintreffen.	

(54) Title: DEVICE AND METHOD FOR EXAMINING BIOLOGICAL VESSELS

(54) Bezeichnung: VORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUR UNTERSUCHUNG VON BIOLOGISCHEN GEFÄßEN



(57) Abstract

The present invention pertains to a device for examining biological vessels, especially retinal vessels, including an evaluation unit in the form of an image manipulator (BM) enabling at least partial digitalization or isolation of a measurement window, whereby at least one vessel segment is represented by an electronic picture or picture sequence, which is then transferred to said evaluation unit.

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2000-504256

(P2000-504256A)

(43) 公表日 平成12年4月11日 (2000.4.11)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード* (参考)
A 6 1 B 3/12		A 6 1 B 3/12	E
3/14		3/14	A

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 82 頁)

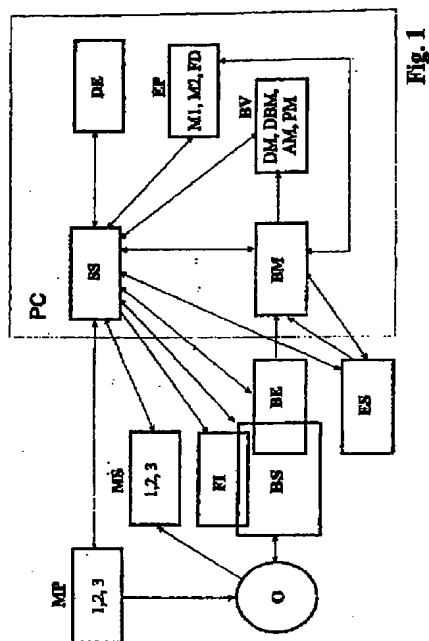
(21) 出願番号 特願平10-524124
(86) (22) 出願日 平成9年11月11日 (1997.11.11)
(85) 翻訳文提出日 平成10年7月27日 (1998.7.27)
(86) 国際出願番号 PCT/DE 97/02634
(87) 国際公開番号 WO 98/23202
(87) 国際公開日 平成10年6月4日 (1998.6.4)
(31) 優先権主張番号 196 48 935.0
(32) 優先日 平成8年11月26日 (1996.11.26)
(33) 優先権主張国 ドイツ (DE)
(81) 指定国 EP (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, L U, MC, NL, PT, SE), JP, US

(71) 出願人 ヴィルザー ヴァルトハルト
ドイツ国 99423 ヴァイマル シュヴ
アンジーシュトラッセ 48
(72) 発明者 ヴィルザー ヴァルトハルト
ドイツ国 99423 ヴァイマル シュヴ
アンジーシュトラッセ 48
(74) 代理人 弁理士 山口 孝雄

(54) 【発明の名称】 生物の血管を検査するための装置および方法

(57) 【要約】

本発明は、生物の血管、特に網膜の血管を検査するための装置に関する。本発明の装置は、測定ウィンドウの少なくとも部分的なデジタル化または分離を可能にするイメージマニピュレータの形態をした評価ユニットを備えている。これによって、少なくとも1つの血管セグメントが電子イメージまたはイメージシーケンスによって表され、この電子イメージまたはイメージシーケンスは上記評価ユニットに送られる。



【特許請求の範囲】

1. 少なくとも1つの血管部分が1つの電子イメージまたは一連の電子イメージとして示され、光電レシーバ装置から評価ユニットへ供給される、生物の血管、好ましくは網膜の血管の検査をするための装置において、

上記評価ユニットは、上記光電レシーバ装置によって作られたイメージにおいて少なくとも1つの測定ウィンドウのデジタル化および抹消を部分ごとに行うとともに、イメージの識別およびイメージでの測定ウィンドウの位置の識別を行うためのイメージマニピュレーションユニット（BM）と、イメージにおける測定ウィンドウの位置および形状を説明する測定ウィンドウ座標およびイメージ識別子を作るためのコントロールユニット（SS）と、イメージ処理または信号処理演算記憶ユニット（BV）と、イメージの表示および／または測定値の表示および／または測定結果の表示のための出力ユニット（EP）とを備えていることを特徴とする装置。

2. イメージにおける上記測定ウィンドウの形状および／または位置、およびイメージにおけるその方向付けは制御可能であることを特徴とする請求項1に記載の装置。

3. 少なくとも1つの測定ウィンドウは、ストリップ状に設計されていることを特徴とする請求項1または2に記載の装置。

4. 水平位置と鉛直位置との間でスイッチングするための手段が設けられていることを特徴とする請求項3に記載の装置。

5. 血管方向を横切る測定面の成分は予期される血管直径の成分の10倍に達し、少なくとも6つのピクセルラインまたは6つのピクセルカラムが、上記血管方向を横切るように位置決めされた測定ウィンドウの成分上に同時

に位置決めされていることを特徴とする請求項1乃至4のいずれか1項に記載の装置。

6. 少なくとも1つの測定ウィンドウが、リング状ストリップとして、または好ましくは互いにコーナーで重なり合う矩形ストリップを用いたリング状の多角形断面として設計されていることを特徴とする請求項1乃至5のいずれか1項に

記載の装置。

7. 眼の背景への適用に対して、上記リング、または多角形断面の内側直径は、少なくとも瞳の直径と同じ大きさであることを特徴とする請求項5に記載の装置。

8. 血管直径の準周期的な局所的変化の最大変化および最小変化が確かめられるように、血管方向の測定ウィンドウの成分に対応するように少なくとも多くのピクセル層を調節するための手段が設けられていることを特徴とする請求項1乃至7のいずれか1項に記載の装置。

9. 測定ウィンドウが1つのイメージから次のイメージへ確率的にあるいは統括的にその位置を変化させるスキャン領域を手動的または自動的に規定するための手段が設けられ、上記スキャン領域は好ましくは少なくとも1.5mmのサイズを有することを特徴とする請求項1乃至8のいずれか1項に記載の装置。

10. 1つのイメージから次のイメージへ手動的または自動的に規定されたスキャン領域の内部で、円形または多角形状の測定面の半径を変化させるための手段が設けられ、上記スキャン領域は好ましくは少なくとも1.5mmのサイズを有することを特徴とする請求項1乃至9のいずれか1項に記載の装置。

11. 上記光電レシーバ装置は、少なくとも1つのイメージレシーバを有する結像システムであり、1つの照明ビーム経路が設けられ、物体面と共役な照明ビーム経路の面には、測定領域を規定するための部分的に透明な開口が存在し、上記開口は全体的に透明な測定フィールド領域と部分的に透明なペリメータ領域とからなることを特徴とする請求項1乃至10のいずれか1項に記載の装置。

12. 照明光の強度および／または部分的に透明な開口の位置は、物体フィールド座標によって制御されることを特徴とする請求項1乃至11のいずれか1項に記載の装置。

13. 上記光電レシーバ装置は、少なくとも1つのレシーバを有する結像システムであり、ペリメータ照明のための少なくとも1つの照明ビーム経路を有し、物体面において1つの追加的照明測定フィールドを作るとともに、上記メインビーム経路によって形成された測定フィールドおよびペリメータフィールドへ幾何

学的に照明の観点から物体フィールドを分離する照明メインビーム経路には、少なくとも1つの追加的な照明ビーム経路が位置決めされることを特徴とする請求項1乃至12のいずれか1項に記載の装置。

14. 位置および／または幾何学的形状および／または強度および／または分光特性を制御するために、メイン照明またはペリメータ照明から独立に測定フィールド座標を使用するサーボエレメントが設けられ、

上記測定フィールド座標はコントロールユニットで作られ、上記サーボエレメントへ伝えられることを特徴とする請求項13に記載の装置。

15. 上記測定ウィンドウおよび上記測定面をコンフォーカル（共焦点）に移動設定することができる手段が設けられていることを特徴とする請求項

1乃至14のいずれか1項に記載の装置。

16. 上記測定ウィンドウに加えて、イメージに対する固定位置に少なくとも1つのヘルプウィンドウがイメージにおいて作られるように、上記イメージマニピュレーションユニットに手段が設けられ、

この手段は、ヘルプウィンドウにおいて物体エッジの移動および／または位置を検出し、一次マトリックスに訂正座標として保管し、1つのイメージシーケンスの間にイメージフィールドにおける血管中間位置の移動を直ちに訂正するためにイメージについて使用されることを特徴とする請求項1乃至15のいずれか1項に記載の装置。

17. 上記ヘルプウィンドウは、測定初期における第1イメージの測定ウィンドウと同一であることを特徴とする請求項16に記載の装置。

18. 上記ヘルプウィンドウは、ストリップ状のウィンドウとして設計され、測定初期において上記測定ウィンドウに対して垂直に且つ中央に位置することを特徴とする請求項16または17に記載の装置。

19. 照明および／または結像光の分光調節のための手段が設けられ、

上記手段は中間波長および帯域幅に対して最小の可能な許容範囲を有し、次のような例に関して直列に存在するように、急勾配のエッジおよび特性をもったバンドパス特徴を有することを特徴とする請求項1乃至18のいずれか1項に記載

の装置。

中間波長	帯域幅 (半値幅)
540 nm	100 nm
533 nm	70 nm
563 nm	50 nm
574 nm	10 nm

20. 眼への適用のために、固定サーボエレメントを有する内側および／または外側固定装置が設けられ、

この固定装置は、規定された固定座標において眼の光軸と結像システムの光軸との間の角度を明瞭に説明し、固定セッティングを実行し、

これらの固定座標を制御および／または決定するとともに、上記コントロールユニットと上記固定装置との間で固定座標を転送するための手段が、設けられていることを特徴とする請求項1乃至19のいずれか1項に記載の装置。

21. 上記内側固定装置および外側固定装置の固定座標は、相互に重なり合う固定領域に対して同一であり、

これらの固定座標を制御および／または決定するとともに、上記コントロールユニットと上記固定装置との間で固定座標を転送するための手段が、設けられていることを特徴とする請求項1乃至20のいずれか1項に記載の装置。

22. 測定値シーケンスの開始前に一度患者に対して固定マークをフォーカスさせることのできる屈折サーボエレメントが設けられ、

適切な屈折測定を介してフォーカシングのための調節された固定屈折値が測定され、上記コントロールユニットへ転送されることを特徴とする請求項20または21に記載の装置。

23. 検査すべき眼の基部を少なくともカバーするか、あるいは外側固定の場合には隣接する眼をカバーするように、照明ビーム経路中または外側固定マークの後ろに開口が位置決めされていることを特徴とする請求項20乃至22のいずれか1項に記載の装置。

24. 固定マークの明るさまたは形状を確率的に変化させるための手段が設けられていることを特徴とする請求項1乃至23のいずれか1項に記載の装置。

25. 不明確に決定された相対位置シフトの場合に、音響信号および／または時間的に異なるように変調された明るさ変調または固定マークの形状制御を起こすための手段が設けられていることを特徴とする請求項1乃至24のいずれか1項に記載の装置。

26. 測定初期において測定ウィンドウとともにイメージ全体を測定位置のための制御として保管するための手段が設けられていることを特徴とする請求項1乃至25のいずれか1項に記載の装置。

27. デジタル化された測定ウィンドウにおいて血管エッジを認識し、
測定ウィンドウにおいてすべての識別可能な血管に対して、光度測定のエッジ集中を外挿し、

個別の血管部分に対して決定された値を明確に付与することによって血管エッジの割り当てを実行し、

同じイメージの相互に結合した血管部分の中央位置またはエッジ位置の局所的なシフトから、測定ウィンドウに対する血管の斜め状態を計算し、

相互に結合した光度測定エッジ集中の斜め状態訂正距離から血管直径を決定し、

各血管直径に対してイメージにおける血管中間位置を決定し、

イメージごとに認識された各血管に対して設定された一次データに決定された血管直径および血管中間位置を保管するための手段が設けられていることを特徴とする請求項1乃至26のいずれか1項に記載の装置。

28. 血管割り当てのための手段が設けられ、

この手段は、現行の認識された血管をとり、先行するイメージの認識された血管に対して明確にそれを付与し、あるいは新たな血管を規定し、新しい血管によって設定された一次データを拡張することを特徴とする請求項25に記載の装置。

29. 現行の測定ウィンドウまたは測定ウィンドウの領域における平均明るさ

を計算し、イメージごとに血管信号として、血管直径を説明する一次データセットに記憶するための手段が設けられていることを特徴とする請求項1乃至28のいずれか1項に記載の装置。

30. 中央における平均明るさを血管明るさとして決定し、エッジ領域における平均明るさをエッジ明るさとして決定し、血管ペリメータにおける平均明るさをペリメータ明るさとして決定し、各血管に対して適当なデータを一次データセットへ保管するための手段が設けられていることを特徴とする請求項28に記載の装置。

31. 追加的な測定手段(MS)が設けられ、この測定信号が各イメージまたはイメージシーケンスに対して正しく一次データセットまたはコントロールに割り当てられて保管されることを特徴とする請求項1乃至30のいずれか1項に記載の装置。

32. 上記測定手段は、血圧信号および/または眼圧信号および/またはEKG信号および/またはパルス信号のほぼ連続的な取得を実行することを特徴とする請求項30に記載の装置。

33. 上記測定手段は、上記コントロールユニットによって制御可能であることを特徴とする請求項30または31に記載の装置。

34. マイクロサーキュレーションおよび/または物質代謝に関する生物パラメータに一定の変化を生じさせるためのマニピュレーションシステム(MP)が設けられ、

関連した刺激信号が各イメージに固有に割り当てられた一次データセットに保管されることを特徴とする請求項1乃至33のいずれか1項に記載の装置。

35. 上記生物パラメータは、眼圧および/または呼吸ガス成分および/または物理的ストレスおよび/または温度および/または光刺激であることを特徴とする請求項33に記載の装置。

36. 上記マニピュレーションシステムは、上記コントロールユニットによって制御されることを特徴とする請求項34または35に記載の装置。

37. イメージシーケンスのためのオンラインメモリユニットESが設けられ

、
イメージマニピュレーションは、各イメージに対してイメージ識別子と測定シーケンスコードとを供給し、

イメージ識別子および測定シーケンスコードは上記コントロールユニットによって作られ、上記イメージマニピュレータに送られ、特定の評価されたイメージのイメージ識別子は各一次データセットに保管され、測定シーケンスコードは関連したコントロールデータセットに保管されることを特徴とする請求項1乃至36のいずれか1項に記載の装置。

38. 血管信号および測定信号を分光解析するとともに、分光解析の結果を表示し記憶するためのユニットが設けられていることを特徴とする請求項1乃至37のいずれか1項に記載の装置。

39. 血管信号に対して選択的時間および空間でフィルタリングするための手段が設けられ、

フィルタリングされた血管信号は分光解析のためのユニットへ送られることを特徴とする請求項1乃至38のいずれか1項に記載の装置。

40. 少なくとも1つの血管部分が1つの電子イメージまたは電子イメージシーケンスとして示され、光電レシーバから評価ユニットへ供給される、生物の血管、好ましくは網膜の血管を検査するための方法において、

少なくとも1つの血管部分の血管直径を説明する血管信号が、時間的および/または空間的解像度を用いて作られることを特徴とする方法。

41. 少なくとも1つの測定ウィンドウの自動的または手動的セッティングによって、測定領域のセッティングによって、および上記測定領域内での測定ウィンドウの多重移動によって、光電レシーバ装置でイメージを取得する際に、空間的および時間的解像度をもって少なくとも1つの血管直径を表す測定データが作られることを特徴とする請求項40に記載の方法。

42. 測定ウィンドウの時間的变化測定データは、記憶され、保管され、処理されることを特徴とする請求項40または41に記載の方法。

43. タスク特定ストラクチャプランにしたがってイメージシーケンスのイ

メージが、特定の数において特定の時間間隔で評価されまたは作られ、

この時間間隔は、血管信号の時間基準として用いられ、

血管中間位置および／または測定ウィンドウ座標および／または測定フィールド座標とともに、血管信号値が、評価された各イメージに対して時間および空間において互いに割り当てられ、一次データセットに保管されること

を特徴とする請求項40乃至42のいずれか1項に記載の方法。

44. 上記測定手順の一次データセットは、一次データマトリックスに組み込まれることを特徴とする請求項40乃至43のいずれか1項に記載の方法。

45. 固定マークをフォーカスさせるための装置の固定座標およびヘルプウィンドウ座標および／またはスキャン領域および／または屈折値が決定または形成され、

測定プロセスまたはイメージシーケンスの間中変化することなく、測定プロセスの識別子とともにイメージシーケンスの一次データマトリックスのためのコントロールデータセットに割り当てられることを特徴とする請求項40乃至44のいずれか1項に記載の方法。

46. ヘルプウィンドウおよび／またはメインウィンドウにおいて各評価イメージにおける少なくとも1つの特徴的イメージパターンの局所的シフトが、測定プロセスの第1のイメージまたは先行する各イメージに対して適当な座標において決定され、ヘルプウィンドウ訂正として年代順の正確さをもって一次データセットに保管されることを特徴とする請求項40乃至45のいずれか1項に記載の方法。

47. 上記特徴的イメージパターンは、解析すべき実際の血管であり、血管パターンの位置は、血管の中間位置であることを特徴とする請求項46に記載の方法。

48. 特定の血管直径値の訂正された血管中間位置は、固定座標および／または測定ウィンドウ座標および／またはイメージ面の一定の参照点に対するヘルプウィンドウ訂正值から計算され、年代順の正確さをもって一次デー

タマトリックスに保管されることを特徴とする請求項40乃至47のいずれか1項に記載の方法。

49. 位置依存の血管信号は、位置および／または時間の関数としてフィルタリングされる前および／または後に周波数解析され、周波数スペクトルおよび位相位置が図式的に表示され、その次の局所的周波数パラメータおよび／または年代順の周波数パラメータが決定され、複合識別マトリックスに保管されることを特徴とする請求項40乃至48のいずれか1項に記載の方法。

50. 血管運動神経周波数の1つ以上の数量、帯域幅、パワーおよび位相位置、脈動周波数、帯域幅、パワーおよび位相位置、および周波数、位相位置、追加的検出可能周波数の帯域幅およびパワーが識別子として用いられることを特徴とする請求項49に記載の方法。

51. 血管直径に影響するパラメータを説明する追加的な測定信号が、イメージシーケンスのコントロールデータセットの少なくとも1つの値に対して付与され、または一次データセットの血管信号に対して年代順に付与されることを特徴とする請求項40乃至50のいずれか1項に記載の方法。

52. 血圧パラメータおよび／または眼圧および／またはパルスおよび／または心臓位相がパラメータファクターとして用いられることを特徴とする請求項51に記載の方法。

53. 血管直径に影響する人工パラメータを説明する追加的マニピュレーション信号が、少なくとも時間的に解像され、一次データセットにおいて血管信号に割り当てられることを特徴とする請求項40乃至52のいずれか1項に記載の方法。

54. 上記血管信号から追加的血管信号が形成され、この追加的血管信号において値の2乗および／または値の4乗が形成され、一次データセットに保管されることを特徴とする請求項40乃至53のいずれか1項に記載の方法。

55. 血管信号、測定信号および／またはマニピュレーション信号から特徴的數量が形成されることを特徴とする請求項39乃至44のいずれか1項に記載の方法。

56. 血管信号および／または測定信号および／またはマニピュレーション信号および／またはパラメータが血管イメージの上に重ね合わされ、あるいは割り当てられ、あるいは機能的な診断イメージとして、時間プロフィールとしておよび／または局所的二次元または三次元プロフィールとして表示され、および／または数値的にあるいは図式的に、時間および位置から独立した複合的な全体値として表示されることを特徴とする請求項40乃至55のいずれか1項に記載の方法。

57. 血管信号の時間的および／または局所的フィルタリングの後および／または前に、血管信号の訂正された血管中間位置から、少なくとも1つの値を含む局所領域および時間領域が形成され、

局所領域および時間領域内の血管信号から、位置依存性の時間パラメータが決定され、特定の規定された時間領域および位置領域に対して時間的パラメータマトリックスに保管され且つ表示され、元のイメージの上に訂正された血管中間位置の関数で一定の時間領域および位置領域に対する機能的診断イメージとして重ね合わされて出力されることを特徴とする請求項40乃至56のいずれか1項に記載の方法。

58. 位置依存性時間パラメータは、時間に関して、および／または血管信号、その時間的散乱、信頼間隔および／または血管直径の2乗からの時間的平均値の平方根、関連した散乱および信頼間隔および／または血管直径の4乗からの時間的平均値の1/4乗およびその散乱および信頼間隔からの時間的平均値に関して最大値および最小値であることを特徴とする請求項40乃至57のいずれか1項に記載の方法。

59. 心臓パルス領域が規定され、

各局所的領域に対して血管信号または血管直径のEKGトリガー信号平均によって、心臓パルス領域内で平均値、散乱および信頼間隔が形成され保管されることを特徴とする請求項57または58に記載の方法。

60. パルス位相位置、最大パルス値および最小パルス値のようなパルスパラメータが、パルスプロフィールから決定され保管されることを特徴とする請求項

59に記載の方法。

61. 血管信号を処理する信号フィルタは連結された出口を有するバンドパスフィルタであり、

浮動平均値形成は、心臓脈動および／または心臓血管運動および／または第1オーダーの血圧波および／または第2オーダーの血圧波および／または呼吸周波数および／または滑らかな外来信号および／または干渉を選定しまたは滑らかにすることを特徴とする請求項57乃至60のいずれか1項に記載の方法。

62. 血管信号のデフォルト局所的フィルタリングおよび／またはデフォルト時間的フィルタリングの前および／または後に、少なくとも1つの値を含んだ時間的領域および血管領域が形成され、

時間領域および血管領域内の局所血管方向から、時間依存性の局所パラメ

ータが決定され、規定された位置領域および時間領域に対して局所パラメータマトリックスに保管され、特定の血管領域に対して時間の関数として図式的に出力されることを特徴とする請求項40乃至61のいずれか1項に記載の方法。

63. 時間依存性の局所パラメータが血管信号の最大値および最小値および／または局所平均値であり、その散乱および信頼間隔が時間の関数として局所パラメータマトリックスに形成され、血管直径の2乗からの局所平均値の平方根、関連する散乱および信頼間隔、および／または血管直径の4乗からの局所平均値の1/4乗、およびその散乱および信頼間隔であることを特徴とする請求項62に記載の方法。

64. 心臓パルス範囲が特定され、

各時間領域に対して、心臓パルス領域内の平均値、散乱および信頼間隔が血管信号または血管直径のEKGトリガー信号平均によって位置に関する平均値として形成され、保管され且つ表示されることを特徴とする請求項62または63に記載の方法。

65. パルス特性パラメータがパルスプロフィールから決定され且つ保管され、

パルスパラメータは、局所的平均パルス位相位置、局所的平均パルス最大値お

および局所的平均パルス最小値であることを特徴とする請求項64に記載の方法。

66. 複合パラメータが局所パラメータマトリックスおよび／または時間パラメータマトリックスまたは一次データマトリックスから形成され、時間非依存性および位置非依存性の複合パラメータマトリックスに、血管、時間領域および局所領域に関して正確に保管され且つ出力されることを特徴とする

る請求項40乃至65のいずれか1項に記載の方法。

67. 最大値および最小値、時間的平均および局所的平均およびその散乱は、局所のパラメータおよび／または時間のパラメータおよび／または血管信号から、たとえば血管直径から形成され、

局所的平均、および／または時間的平均、および／または血管信号の平方根は、特定の血管信号の2乗から形成され、

局所的平均および／または時間的平均および／または血管信号の1/4乗は、血管信号の値、たとえば血管直径の4乗から形成されることを特徴とする請求項66に記載の方法。

68. 位置パラメータ、時間パラメータおよびそれらの複合パラメータから誘導されたパラメータとして、商および／または差および／またはパーセンテージ差が形成され、位置パラメータマトリックスまたは時間パラメータマトリックスまたは複合パラメータマトリックスに保管され、位置パラメータ、時間パラメータまたは複合パラメータとして表示され且つ出力されることを特徴とする請求項40乃至67のいずれか1項に記載の方法。

69. 誘導パラメータとして、パルスピーク値および血管運動ピーク値が相互関係へ導かれ、

パルスおよび血管運動の周波数パワーおよび／または周波数または位相位置が新たなパラメータとして関係付けられ、血管直径のピーク値が局所的平均値または時間的平均値または複合平均値に関する関係へ導かれることを特徴とする請求項68に記載の方法。

70. 刺激された信号変化、あるいは病理学的または療法的に引き起こされた信号変化の時間プロフィールからの信号解析によって動的パラメータが決定さ

れ、

血管および／または位置に関して正確に、動的パラメータとして、複合パラメータマトリックスまたは時間的パラメータマトリックスに保管され、且つ表示されることを特徴とする請求項40乃至69のいずれか1項に記載の方法。

71. 酸素吸入および／または等軸ストレスおよび／または眼圧変化および／または光刺激に対する、血管部分の直接応答および反応位相のデッドタイム（死時間）定数、減衰時間定数および立ち上がり時間定数が、血管領域の応答として局所解像によって決定されることを特徴とする請求項70に記載の方法。

72. 様々な血管および／または1つの血管の様々な血管領域が、同じイメージシーケンス内で並列的にまたはシーケンシャルに解析され、訂正された血管中間位置の間隔が比較可能な血管長さ単位に変換され、その血管信号またはパラメータの比較のために二次元または三次元で図式的に表示されることを特徴とする請求項40乃至71のいずれか1項に記載の方法。

73. 1つの血管および／または1つの参照血管に関する血管部分または1つの血管部分の局所的変化および／または時間的変化および／または複合変化に関係するパラメータが形成されることを特徴とする請求項40乃至72のいずれか1項に記載の方法。

74. 少なくとも2つの関連した血管部分または血管領域の並列測定が行われ、

1つの血管領域および／または様々な血管領域の互いに関連した血管部分の位相差が決定され、

血管部分間の流れ経路が決定され、位相差および流れ経路からパルス波速度が決定され出力されることを特徴とする請求項40乃至73のいずれか1

項に記載の方法。

75. 訂正されたおよび／または未訂正の血管信号と、刺激信号および／または補足測定信号および／またはパラメータとの間の時間的關係および局所的關係が二次元および／または三次元で図式的に表示されることを特徴とする請求項4

0乃至74のいずれか1項に記載の方法。

76. 新たな各評価イメージに対してパラメータが新たに決定され、図式表示装置またはテキスト表示装置の1つに出力されることを特徴とする請求項40乃至75のいずれか1項に記載の方法。

77. コントロールパラメータは、双方の方向に沿ったヘルプウィンドウ訂正値の散乱として、位置決め不確実性を反復的に計算し、および／または連続的にその値を表示し、測定シーケンスの最終値が測定値シーケンスとともにコントロールパラメータセットに保管されることを特徴とする請求項40乃至76のいずれか1項に記載の方法。

78. 位置決め不確実性のパラメータに起因する特定値に対して、シーケンスコントロールにより、音響信号または目立つ視覚信号が、シーケンスコントロールにより固定マークの明るさまたは形状に導入されることを特徴とする請求項76に記載の方法。

79. 音響信号または視覚信号は、位置決め不確実性が増大するにつれて大きくなることを特徴とする請求項77に記載の方法。

80. 一次データセット内のイメージ品質パラメータが、各評価イメージに対して、正しい年代順で保管されることを特徴とする請求項40乃至79のいずれか1項に記載の方法。

81. 値がデフォルト値の範囲を越えている場合に、血管信号値のキャンセルのためにイメージ品質パラメータが使用されることを特徴とする請求項79に記載の方法。

82. 非常に良好なイメージ品質の場合に特定の値を有し、非常に悪い品質に対して0の値を有し、その間のイメージ品質の値として漸増する値を有するような重みファクタの付いた各測定値を提供するためにイメージ品質パラメータが使用され、

これらの重みファクタは、さらに信頼性の高い測定値のより大きな重みの平均値の決定、およびさらに不確実な測定値の低減または抹消のために使用されることを特徴とする請求項70または80に記載の方法。

83. 測定シーケンスの最初のイメージその全体が保管され、測定シーケンス、測定ウィンドウおよびヘルプウィンドウのコントロールセットに割り当てられ、

イメージ内のスキャン領域が、測定シーケンスの関連した名前付与により識別され、局所的測定イメージとして図式的に表示され、または出力されることを特徴とする請求項40乃至82のいずれか1項に記載の方法。

84. 反復測定の間、測定ウィンドウ座標および／またはヘルプウィンドウ座標および形状座標および／または固定座標および／または測定フィールド座標および／またはスキャン領域が、シーケンスコントローラーによってそのデフォルト値に自動的にセットされ、あるいは手動セッティングのために表示され、

先行する測定プロセスの局所的測定イメージが呈示されることを特徴とする請求項40乃至83のいずれか1項に記載の方法。

85. 測定信号または測定パラメータが、その時間的プロフィールまたは局所的プロフィールで、あるいはその決定とともに、オンラインで図式的に表示されることを特徴とする請求項40乃至84のいずれか1項に記載の方法。

86. 平均値および平均値の信頼間隔が反復的に決定され、各評価イメージとともに現行の値として表示され、あるいは測定信号とともに、図式的に表示されることを特徴とする請求項84に記載の方法。

87. 特定のスキャン領域内の測定ウィンドウおよび／または測定フィールドが、様々なイメージの間で、または1つのイメージ内で確率的に、あるいは血管方向に沿ってピクセルまたは部分ごとに移動することを特徴とする請求項40乃至86のいずれか1項に記載の方法。

88. 様々な臨床的な標準的な質問が測定プロセスのための様々な進行コントロールに付与され、

イメージシーケンスの準備または現存するイメージシーケンスの評価が、イメージの数量および／または時間的イメージ間隔での測定プロセスのために行われ、および／または特定のコントロールデータセットで自動的に制御され、

このデータがコントロールデータセットにコントロールパラメータとして保管

され、

信頼間隔がデフォルト値を下回ると、測定プロセスが終了することを特徴とする請求項40乃至87のいずれか1項に記載の方法。

89. 所望の再現性が検査者によって対話モードで要求され、デフォルトのコントロール値から、測定値の必要数および／または検査時間が算出されることを特徴とする請求項87に記載の方法。

90. 少なくとも10秒に亘って少なくとも毎秒10イメージまたは少なくとも120秒に亘って少なくとも毎秒1イメージまたは少なくとも600秒に亘って少なくとも毎秒0.2イメージのイメージシーケンスが記録されおよび／または評価されることを特徴とする請求項87に記載の方法。

91. 少なくとも5分に亘って確率的に分配された少なくとも10イメージのイメージシーケンスが記録されおよび／または評価されることを特徴とする請求項87に記載の方法。

92. シーケンスコントローラが測定フィールドの照明を制御し、測定の期間だけ最大限の強度へスイッチされ、その他の場合には低減値を使用することを特徴とする請求項40乃至91のいずれか1項に記載の方法。

93. 測定フィールドにおける照明強度が測定の間シーケンスコントロールによって調整され、コントロール数量としてイメージ品質パラメータのためのデフォルトが使用され、特定のイメージ品質パラメータに必要な最小照明強度が常に使用されることを特徴とする請求項40乃至92のいずれか1項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】**生物の血管を検査するための装置および方法**

本発明は、少なくとも1つの血管部分が1つの電子イメージ（電子画像）または一連の電子イメージとして示され、光電レシーバ装置から評価ユニットへ供給される、生物の血管、好ましくは網膜の血管の検査をするための装置に関する。

本発明は、光学的にアクセス可能（接近可能）なすべての血管、または他の手段によって結像可能な導管の機能的な診断および解析に対して適用可能である。大きな網膜血管の導管挙動の検査のために本発明を使用することが好ましい。しかしながら、虹彩の血管、静脈の検査、および顕微鏡または内視鏡または他の手段によって光学的に接近可能な血管の検査のために、本発明を使用することもできる。特に、手術の際に外部に露出される血管は、手術用顕微鏡によりモニターし且つ検査することができる。本発明の適用は、人間の血管に対しても、そしてまた動物の検査に対しても可能である。血管の結像（すなわち像形成）は、光電イメージ変換を備えた光学結像システムによって、または血管の写真イメージのスキャニング（走査）のような電子イメージ生成システムによって行うことができる。本発明の適用はマイクロサーキュレーション（microcirculation）における血管検査に対してだけに限定されるわけではない。むしろ、超音波や他の結像原理によって作られた血管部分の大きなイメージに対して好ましい態様で本発明を使用することもできる。

血管の検査に対する従来技術では、眼の後ろの血管の膨張測定が知られている。これらの方法は、検眼鏡（眼の内部や網膜の検査のための器具）イメージにおける光学的な精密測定技術、精密な光学測定技術の使用および写真ネガ（陰画）の密度計に基づいているか、あるいは光電測定方法に基づいている。

DE3,839,272によれば、眼の背景を測定するための装置が知られている。この装置は臨床的目的に適しており、この装置により膨張した血管の測定が可能になる。これにより、小さく脈動する血管膨張の自動調整変化または局所調整変化を客観的に取得することが可能である。この場合、眼背景の血管を有する1つのイメージフィールドが少なくとも2つのCCDラインセグメント上に結像する。こ

ここで、イメージ位置およびイメージの光学特性を変化させるための手段が設けられている。この装置は、連続モードまたはフラッシュ（閃光）モードで操作することができる。

同様に、スズキ、ワイ、(Surv. Ophthalmol. 1995, May; 39 Suppl 1;57-65) の測定ステーションは、CCDラインで作動する。

上述した設計の欠点は、従来技術に比べていくらか改良された再現性をもって単一のCCDラインで準連続的な測定だけが可能であるが、セッティングの間および検査工程に亘って、大きなシステムのエラーが伴うことである。臨床的に重要で意味深い情報が、グループ平均として得られるだけである。自由な局所的調整血管応答および脈動変化を含む血管の複雑な挙動は、特定の場合において信頼することができず、通常は検出することすらできない。

パルス同期式TVイメージまたは写真イメージの使用を介して網膜血管のパルス形状を取得するために、様々な装置または方法が開示されている。このタイプの研究のために、パルス信号の追加的な取得を介して、イメージ記録またはデジタル化をパルス同期で制御することができる。この点に関して、装置および方法がUS 5, 031, 632に記載されている。この装置および方法では、血管の1つの位置だけのパルス形状が、パルス同期のTVイメージシーケンスからオンラインで決定される。しかしながら、提案された本解決方法は、基本的な、著しく大きな測定不確実性を有する。したがって、臨床的に重要な、網膜の血管直径のパルス形状の個別取得をすることができない。開示されたパルス形状は、網膜血管の直径に基づいて測定可能であるため、実際のパルス形状に対応しない。

類似の方法が、ドムスキ(Dumskyi)などによって開示されている(1996 Curr Eye Res. 1996 Jun; 15(6):652-632)。これらの方法は、オンライン処理能力がなく、非常に時間消費型であり、精度が悪く、グループ平均に関する記述だけが価値のあるものである。

もう1つの光電方法が、デロリ(Delori)によって提案されている(Applied Optics Vol 27, No6, 1988, 1113-1125)。この方法においても、血管直径が決定される。この測定原理は、後述する提案の解決方法とは基本的に異なっている

。血管方向に垂直な血管の1つの位置において血管直径を横切って、様々なカラーの極端に狭帯域の照明のもとで、小さいギャップ状の測定面がスキャンし、その結果得られた明るさプロファイルが位置訂正され、略式プロファイルに組み込まれる。そして、非常にエラーを含んだエッジ半値幅から、血管直径が算出される。特に眼の移動による（前述の原理で完全には訂正することができない）大きなシステムのエラー発生源、特にスキャンプロセス中の眼運動（全く訂正することができない）が、測定血管に影響する。原則として、測定システムは、約1.6～3秒の測定時間で、準連続的な測定値だけを提供することができる。

ときどき、網膜血管の直径を得るためのイメージ処理または複雑な数学アルゴリズムの標準的な方法に使用のための文献に様々なテストが記載されている。たとえば、シャック(Schack)などは、特別の適応性のある方法を記載している(Mustererkennung 1994, Springer-Pub., 475-481)。しかしながら、これらの方法では、エッジ認識のイメージ処理に関する公知の不適當な標準方法よりも数学的原理が初期的にはるかに有望であるけれども、求められる精度が得られないだけでなく、オンライン処理能力もない。

従来知られた方法および装置では、セッティング間の再現性が非常に低い精度を有する。この再現性は、患者の個別の血管の調整パラメータおよび病理学的変化および療法的変化の意味のある検出には適していない。調整変化および血管直径の推計変化の生理的リズムは、10%以下の差を呈し、時には1～2%の差しか呈しない。これらは、公知の方法では、個別に且つ実

質的に検出不可能である。従来の方法では、通常オンライン処理能力がなかったり、十分な時間的解像がなかったり、臨床的使用に対して実用的でなかったりした。

本発明は、複雑な血管挙動を決定することのできる血管検査方法および対応装置を規定するという問題に基づいている。

本発明によれば、請求の範囲に記載された特性を有する装置および方法によって問題が解決される。

本発明は、多くの利点によって特徴付けられている。

本発明は、時間的依存性および局所的依存性およびその変化の準連続的な取得あるいは正確に並列的な取得に関連して、血管直径の連続的な測定のための技術的な必要条件を創設している。かくして、エラー発生源として以前とらえた生物学的多様性（変化しやすさ）、たとえば血管運動、血圧波、細胞間隙の局所変化が決定可能であり、臨床的に評価可能である。驚くべきことに、ペーリスエフェクト、マイヤーウェイプ、血管運動、位置に関する血管変化、 po_2 変化および pcO_2 変化のような生理学的效果が、単一の血管部分および人に対して個別に検出可能である。また、その時間的プロフィールおよび局所のプロフィールが血管に沿って記録可能である。したがって、マイクロサーキュレーションにおいて全く新しい品質の血管検査を得ることができる。

本発明により、位置依存性の変数および時間依存性の変数の並列的なオンライン取得が可能になるだけでなく、幾つかの血管の並列的なオンライン取得が可能になる。

本発明により、測定におけるシステムのエラーが著しく低減され、再現性が明白に改良され、1つの血管の単一部分の生理学的变化、療法的変化または刺激変化の非常に意味のある検出が、特定の人に対して個別に可能になる。かくして、血管挙動の観点から最適化された個別療法が初めて作られることになる。

本発明は、血管挙動の評価のための数多くの有益な新しい診断方法の効率

的な評価およびデータ取得に対するポテンシャル（潜在能力）を利用しており、網膜血管に限定されない。

さらに、本発明の適用により、以前は測定不可能であった網膜血管に対して、パワフルなパラメータを形成することが可能になる。このパラメータは、図式的に簡潔な方法で表示され、これにより数多くの測定値の評価が初めて可能になる。

特に、正しいイメージに戻ってイメージから得られた測定データの後続する割り当てのように、特別のタイプの表示が、情報の特定ビットに対して仕立てられる。

さらに、本発明により、血管直径のスペクトル解析（分光解析）からパラメー

タを得ることが可能になる。

さらに、所定の構成により本発明の方法が安価なPC（パーソナルコンピュータ）装置を用いたオンライン処理能力を有することは有用である。

追加的な重要利点は、本発明の装置が様々な特別の装置からなり、各装置が個別に使用可能であるということにある。最も重要な装置の幾つかは、次の通りである。

－比較可能な測定結果が得られるように、眼の背景における物体空間に対する首尾一貫した固定座標を有する、本発明にしたがう固定装置。

－眼の運動の影響を低減するために、1つまたは複数のヘルプウィンドウの設置。

－眼への光ストレスが低減されるように、測定フィールドの使用。

本発明の方法および本発明の装置により、同等の臨床的重要性を有する問題群に対して、様々な臨床的発見を伴う数多くの様々な実施が可能になる。光電レシーバユニットとして、イメージシーケンスのためのデジタル記録システムまたはアナログ記録システムの双方を使用することができ、またレーザスキャナシステムおよび光電結像型の旧来の光学結像システムまたは血管部分の電子イメージを供給することのできる他のシステムのような結像システムを使用することができる。その結果、本発明の可能な設計の数がさら

に多く拡張される。

1つの設計例に基づいて、本発明を以下に詳細に説明する。ここで、瞳に近い網膜分岐血管部分のオンライン検査のための測定ステーションを説明する。臨床的背景は、局所的な調整の度合いの問題、および血管運動または収縮性機能および血管部分に沿った血管壁の剛性に関する限定された局所的調整の原因に対する探索である。これらの臨床的問題は、従来の方法では研究されていなかった。

添付図面は、以下の通りである。

図1は、装置全体のブロックダイアグラムである。

図2は、設計例に説明された装置のブロックダイアグラムである。

図3は、設計例に説明された装置のブロックダイアグラムであって、ここでは

第2の図が示されている。

図4は、ウィンドウを有するイメージフィールドの表示である。

図5は、プロセスシーケンスのブロックダイアグラムである。

図6は、機能的イメージのサンプル表示である。

図7は、時間表示のサンプル表示である。

図8は、血管流れに対するサンプル表示である。

図9は、ミラー面S1/S2/S3におけるミラー位置および瞳位置である。

図10は、MSBの設計例である。

図11は、USBの設計例である。

図12は、スキャンされた測定面での血管直径に対する一次データストリング（データ列）の形成を示している。

図13は、局所的依存関係の並行取得での血管直径に対する一次データストリング（データ列）の形成を示している。

図14は、スキャン領域の様々な構成を示している。

図1は、本発明の装置の全体構成を説明している。

物体Oは、生物、好ましくは人間の眼の大きい網膜分岐血管である。物体

空間は眼の背景として規定されている。小穴は、物体空間の基準点（すなわち参照点）として規定されている。ビデオソースとして、本発明では、照明修正型の網膜カメラ（後述する）の形態をした結像システム（イメージングシステム）BSと、新たな組み合わせ内側・外側固定装置FI（同じく後述する）と、イメージレシーバBEとしてのCCDイメージセンサとを使用する。結像システムBSは、求められている基部部分および検査すべき血管部分の照明および光学像形成のために使用される。イメージレシーバBEは、好ましくは連続的なTVイメージシーケンスへの光電的なイメージ変換のために使用される。

イメージレシーバBEから出力されるイメージシーケンスのアナログビデオ信号は、イメージマニピュレータBMへ供給される。イメージマニピュレータBM、たとえばフレームグラバ（frame grabber）には、本発明のイメージウィンドウおよび関連する時間ウィンドウ（後に説明する）を作成するとともに、時間ウ

ウィンドウの内部のウィンドウの内容をデジタル化して信号処理ユニットB Vへ送るための手段が設けられている。イメージウィンドウの幾何学的形状および位置、時間ウィンドウの測定時間および記録時間、およびそのシーケンスは測定プロセスに適用されるイメージによって変化する。イメージマニピュレータユニットには、調節可能なモニターE Pにビデオイメージを表示するための手段、モニターの基底部イメージにおいて現行のウィンドウおよびウィンドウ位置を表示するための手段、および好ましくは現行の検査I D Uのための日付け、参照時間および識別番号を伴ってモニター上のビデオイメージを同定（同一性を確認または識別）するための手段が設けられている。調節可能なモニターM 1は、結果E Pの表示のための1つの手段であり、検査プロセスの前または間においてセッティングを確認または訂正するために、ウィンドウにおける検査中の血管部分のセッティングの現行の結果の観察のために使用される。

信号処理ユニットB Vは、記憶ユニットおよび演算ユニットからなり、ダイアメーターモジュールD Mと呼ばれている。ダイアメーターモジュールD

Mは、後述する方法にしたがってデジタル化されたウィンドウ内容を処理し、個別の行または列の血管部分を自動的に認識し、斜め位置状態にある血管の直径を正しく決定し、ウィンドウにおける血管の中間位置とともにコントロールユニットへ送る。

さらに、信号処理ユニットは、血管の直径、M Sからの選択的な測定データや追加データ、およびS Sからのコントロールデータに関する測定結果を評価するとともに、特徴的数量の形成のための患者データおよびコントロールデータとに関連して測定結果および評価結果を保管するための演算媒体および記憶媒体（評価モジュールA M）を含んでいる。

設けられた他の構成は、結果の表示および測定プロトコルの編集の計算に使用される（表示モジュールP M）。そのデータは、コントロールユニットを介して評価ユニット内の装置へ送られる（E P）。

さらにユニットB Vは、データベース（データベースモジュールD B M）を保管し管理するとともにデータを評価モジュールまたは表示モジュールに送るため

の手段を含んでいる。データベースでは、測定データ、コントロールデータ、患者データ、および評価データが後述する好ましいフォーマットで保管され、追加的な使用のためにコンパイルされている。

上述のモジュールは、好ましくは、それぞれ自分自身の処理装置を特徴とする。ダイアメーターモジュールは、処理速度を高めるために、マルチプロセッサシステムとして構成することができる。上述のモジュールのもう1つのハードウェア構成は、全体的にあるいは部分的にリスクエンジニアリング (Risk Engineering) を用いて設計することができる。

コントロールユニットSSは、本発明の方法のシーケンスコントロール（後述）を実施するための記憶ユニット、および演算ユニットを備えている。また、コントロールユニットSSは、選択的測定システムMS、選択的マニピュレーションユニット、CCDカメラ（BE）のための固定ユニット（FI）、および結像システムBSのための対話モードの入力ユニットに対するインターフェースを実現し、駆動し、ポーリングするための手段を備えてい

る。コントロールユニットは、以下詳述する本発明の方法の測定・評価プロセスの全体を制御する。

ユニットDEは、対話モードの入力手段、好ましくはマウスおよびキーボードを備えている。

参照記号EPは、上述した調節可能なモニターM1、および結果の表示のための手段、好ましくはPCモニターおよびカラープリンタFDに対する標準である。システムからの出力は、PCモニターM2上に、対話オペレーションの検査者に対して呈示される。

好ましくは、SSによって制御されるイメージメモリが含まれている。このイメージメモリは、BEからBMへ供給されたイメージシーケンスを全体的または部分的に記録し（好ましくは測定プロセスと並行して）、調節可能モニター上の表示または評価のためにBEから供給されたBMのイメージシーケンスに代えて、この保管されたイメージシーケンスを随時再生することができる。制御可能なビデオレコーダー、たとえばシリアルインターフェースのモデルAG7355（パナソ

ニック) でのアナログテープ記録の場合に、時間コードおよびテープ識別番号によってテープが識別(同定)されるように、あるいはデジタルイメージレコーダーの場合に、各イメージに対して参照時間および検査識別子(I D E:後述)でテープが識別(同定)されるように、ビデオメモリおよびSSには手段が設けられている。また、これらの手段により、記録、探索(検索)、巻き戻し、早送り、再生などのようなTVイメージメモリのすべての公知の機能の全体範囲を利用することが可能になる。本発明にとって、イメージシーケンスがアナログで保管されようとデジタルで保管されようと全く違いはない。イメージの選択的な並行記録に対して、イメージ識別またはコーディングを含むイメージ記録および再生を取り扱うために、そしてイメージシーケンスの転送または伝送のために、フレームグラバは適当に構成されていなければならない。これらの手段により、BEから供給されるイメージシーケンスをイメージごとに(SSの制御のもと)識別するとともに、蓄積のためにイメージメモリにこれらを提供するこ

とが可能になる。また、保管されたイメージシーケンスの再生の場合には、BEから供給されるイメージシーケンスに代えて保管されたイメージシーケンスをピックアップして処理することが可能である。イメージコーディングは、好ましくは、名前、検査の日付(DU)、および参照時間を用いて、イメージごとに行われる。イメージの他のデータを書き込むことは、有利である。この場合、これらのデータは、ユニットSSからBMへ送られなければならない。ビデオメモリの選択的使用の場合には、特定の検査データと患者データとの間の参照が、保管されたイメージまたはイメージシーケンスおよびその時間レファレンス(時間参照)のためのデータベースにおいて作成される。

測定ユニットおよびマニピュレーションユニットMP/MSは、医学的質問に対して手で応答するように選択的に構成することもできる。しかしながら、ほぼ連続した血圧測定のためにすべての検査手段が設けられていることが好ましい。好ましくは、SSを介した検査プロセスの直前または直後に1分間の間隔で決定されるべきである。そして、好ましくは、心臓収縮血圧値および心臓弛緩血圧値がシーケンスコントロールのもとで測定され、これらの値が記憶、評価および表

示のためにユニット S S によって移動されるべきである。

本発明にしたがう網膜カメラの修正について以下詳述する。

この修正は、外側および内側固定からなる本発明の固定システムの設置、特別な測定フィルタおよび追加的な手段の使用、および照明ビーム経路さらに光源を含む照明ビーム経路のユニットの制御手段における修正に関する。後述する修正は、特別なフィルタの使用を除いて本発明にとって必須ではなく、本発明の利点が最も目立って表れる好ましい形態を示しているに過ぎない。

図2および図3には、イメージ生成システム B S が詳細に示されている。これらの図は、互いに垂直に整列した2つの図を示している。そして、図3は、方向 A から見た図2の構成の上面図を示している。それは、結像、検眼

鏡レンズ O L およびレンズシステム H O S を有するメインビーム（主光線）経路 H S、ペリメータ照明システム U B S を有するペリメータ照明ビーム経路 U S、測定フィールド照明システム M B S を有する測定フィールド照明ビーム経路 M S、および固定ビーム経路 F S からなっている。固定ビーム経路は、図3 b に示す2つのミラー S 4a および S 4b（図3）によって外側固定ビーム経路 F A S および内側固定ビーム経路 F I S に分割される。図2には内側固定ビーム経路だけが示されているが、この内側固定ビーム経路はミラー S 3 を介して図示された瞳面の領域でメインビーム経路へ反射される。図示された図に関して、それは紙面の鉛直方向から移動し、次いでメインビーム経路 H S、照明ビーム経路 U S および M S に平行に合流し、検眼鏡レンズ O L を介して眼に至る。

本発明において、ペリメータ照明ビーム経路 U S および測定フィールド照明ビーム経路 M S は、照明測定フィールド（後述する）および照明ペリメータで眼の背景を相互独立に照明するのに用いられる。双方のビーム経路はミラー S 1 によって結合し、図9に示すように照明瞳面 p'' において瞳を分割し、ミラー S 2 によってメインビーム経路へ反射される。ミラー S 2 および S 1 は互いに共役であり、この例では瞳分割によってビーム経路の分割および結合を行う。すなわち、内側固定ビーム経路の瞳面を含む照明瞳面および結像瞳面は p' におけるミラー S 2 および S 3 の領域で一致し、眼の瞳 p に対して共役である。すべてのビーム

経路は検眼鏡レンズOLを介して一緒に進み、物体（眼）の光学層を介して、検査すべき網膜血管の部分に有する物体空間に侵入する。

メインビーム経路の結像ユニットは、眼の光学層、検眼鏡レンズOLおよび光学システムHOSである。これらは、CCDレシーバBEのセンサー面のイメージ面 y'' に物体面 y を結像させ、この例の場合には、 y' において中間イメージ面を形成する。CCDカメラBEの検出面における血管部分の無反射イメージの形成に加えて、ビーム経路における公知光学手段の公知構成に基づいてイメージの焦点合わせ（プアビジョンコンペンセーション；po

or-vision compensation）を行うために、メインビーム経路が用いられている。これらは、レンズシステムHOSに組み込まれている。

光学システムHOSには、SSによって制御されるプアビジョンコンペンセーション（不図示）が設けられている。このコンペンセータは、調節可能モニターM1のコントロールイメージに基づいて検査者によってコントロールエレメントに調節される。そして、現行のプアビジョン（不良視覚）に対する屈折値が決定され、信号BSRとしてコントロールユニットSSに送られる。次いで、bsrによって得られたプアビジョンコンペンセーションのオフセットに起因する公知の方法で、検査中の眼の屈折値を無限遠合焦状態におけるガルストランド眼に関して決定することができる。この値は、基部イメージが先鋭に焦点合わせされたときの屈折値と一定の関係にある。

他の設計例では、プアビジョンコンペンセータのオペレーションのための手動サーボエレメントが、自動サーボエレメントとして設計されている。そして、これらのサーボエレメントを制御するための手段により、これらのサーボエレメントは、公知の方法により、眼の背景のイメージからフォーカス状態を決定し、焦点合わせを設定するための制御信号を形成する。サーボエレメントの駆動は、SSによって実行される。

ペリメータ照明ビーム経路USは、幾何学的ビーム分割によってペリメータ照明瞳が瞳面の外側ビーム領域を使用するように（図9参照）、穴あきミラーS1（好ましくは照明される瞳に対して共役な面にある）によって測定照明ビーム経

路MSへ反射される。図9 aは、S1におけるUSおよびMSの瞳位置を示している。図9 bは、方向Aと反対側から見た、ミラーS2およびS3におけるすべてのビーム経路の瞳位置を示している。図9 cは、眼の中におけるすべてのビーム経路の瞳位置を示している。照明レンズユニットBOは、p'の照明ビーム経路、およびペリメータ照明フィールド、並びに眼の背景の測定照明フィールドの瞳位置の中間像（中間イメージ）の形成のために用いられる。測定照明フィールドおよびペリメータ照明フィールドの結像のための瞳領域p''におけるビーム空間は、無限まで行くことが好ま

しい。

測定フィールド照明システムMBSは、照明レンズBO、検眼鏡レンズOLおよび眼の光学層とともに、眼の背景の物体面に明るい照明および鮮明に規定された測定フィールドを形成する。図4に示す測定フィールドは、眼の背景における照明面を有し、この照明面は制御可能な幾何学的形状を有し、ここで測定が実行される。測定に求められる光の明るさ（輝度）および分光組成は、この照明面において処理される。測定フィールドと観察される測定ウィンドウとの協働関係については、本発明の方法の説明とともに以下に議論される。

この設計例に対して好ましい照明システムMBSは、図10に示されている。制御可能なランプ電力供給器SVMBによって電力供給されたハロゲンランプLQMBは、開口絞りMBOおよびレンズシステムMBL1を介して光を測定フィールド絞り（視野絞り）MBFへ送る。レンズシステムMBL2は、測定フィールド絞りMBFを無限遠にフォーカスし、開口絞りMBOは穴あきミラーS1が配置された瞳面p''にフォーカスされる。平行ビーム経路には、以下に規定する分光特性を有するバンドパスフィルタMFBが設けられている。

照明された測定フィールドは、好ましくはギャップ（間隙）として設計される。調節ユニットSMBFには、ギャップ高さおよびギャップ幅、並びにイメージフィールドの中間に対するギャップの位置の独立調節のための手段が設けられている。調節は、2つの互いに垂直な座標および光軸に沿って行われる。かくして、基部におけるギャップのイメージを、特定の血管部分の所望の表面領域を有す

るいかなる血管部分に対しても、調節することができる。光軸方向のギャップ移動により、 $b s r$ 信号からの所定のプアビジョン値にしたがって眼の背景に測定フィールド照明をフォーカスさせることが可能になる。

ランプ電力供給器 $S V M B$ には、ランプ電流を制御するための手段が設けられている。開口絞り $M B O$ は、図 9 に示す瞳イメージを形成するように構

成されている。測定フィールド照明システム $M B S$ の上述のすべてのセッティングを自動的に制御するのに必要な信号は、照明測定フィールド座標 $b s m$ と総称される。

ペリメータ照明システム $U B S$ は、結像システム $B S$ 、検眼鏡レンズ $O L$ および眼の光学層とともに、眼の背景を照明するために用いられる。この照明は、眼の背景を調節するときの概観のために使用される。また、この照明は、網膜血管の照明刺激のために本発明にしたがって使用される。測定フィールド照明のセッティングとは独立に、明るさ、幾何学的形状、眼の背景における位置、ペリメータフィールド照明の分光組成がすべて別々に調節される。たとえば、これらの座標において網膜に特定の光刺激を起こすことができ、血管に対する応答を解析することができる。ペリメータ照明と観察側測定ウィンドウとの協働関係については、後述の本発明の方法の説明とともに議論される。

この説明のために選定されたペリメータ照明システムの設計例が図 11 に示されており、以下詳細に説明する。

制御可能なランプ電力供給器 $S V U B$ によって電力供給されたハロゲンランプ $L Q U B$ は、開口絞り $U B O$ を介して光変調器 $L M U B$ へ光を送るとともに、レンズシステム $U B L 1$ を介してペリメータ絞り $U B F$ へ光を送る。レンズシステム $U B L 2$ はペリメータ絞り $U B F$ を無限遠へフォーカスし、開口絞り $U B O$ は穴あきミラー $S 1$ が配置された瞳面 p'' にフォーカスされる。平行ビーム経路には、この設計例のためのバンドパスフィルタ $F U B$ が設けられている。このバンドパスフィルタ $F U B$ は、特許請求の範囲に規定された分光特性を有することが好ましい。

照明側ペリメータ絞りは、調節可能な虹彩開口として設計される。この調節ユ

ニットUMBFは、開口の直径を調節するとともに、虹彩開口の位置を光軸方向に沿って調節するための手段である。この光軸方向に沿った虹彩開口移動により、b s r 信号からの所定のプアビジョン値に対応して眼の背景に対するペリメータ照明のフォーカスを調節することが可能になる。

ランプ電力供給器SVUBには、ランプ電流を制御するための手段が設けられている。開口絞りUBOは、図9に示すペリメータビーム経路の瞳イメージを形成するように構成されている。ライトマニピュレータユニットLMUBは、開口絞りの開閉をカバーするためのスイッチであり、SLMMBユニットによって駆動されるペリメータ照明を変調する。

ペリメータ照明システムMBSの上述のすべてのセッティングを自動的に制御するのに必要な信号は、照明側測定フィールド座標b s uと総称されている。

検査すべき眼の最適な固定は、最適な結果のための本質的な前提条件である。最良の固定は内側固定である。すなわち、内側固定では、固定マークが検査中の眼に対して提供される。この方法の限界は、イメージフィールドで到達することのできる基部部分が周辺部分に制限されること、およびある場合には検査されている眼が固定マークを見ることができないことである。したがって、外側固定を用いるのが普通である。外側固定では、空間で移動する照明固定マークが検査されない眼に対してその隣接眼から所定の距離だけ離れて提供される。現在のところ、標準的な固定装置の欠点を解消することを試みるために、内側固定および外側固定の様々な修正が行われている。例えば、固定マークをフォーカスするための手段が用いられったり、フラッシング（閃光する）固定マークを用いたり、外側固定のために空間で用いられる調節可能な固定マークとともにLED（ライトエミッティングダイオード）アレイが提案されたりしている。しかしながら、従来の方法は1つの重大な欠点をもっている。それは、固定のタイプ（外側固定または内側固定）とは独立に固定座標の自動調節および十分に再現性の高い調節を提供することができない点にある。

網膜カメラの修正として固定に使用される本発明の装置は、幾つかの利点を有している。本発明の装置では、内側固定および外側固定を連立的に行うことが可

能であり、これらの欠点を同時に解消することを目的としている。また、本発明の装置は、固定座標の自動セッティングの利点を有する。本発

明にしたがう本質的な考慮は、物体空間における首尾一貫した座標基準である。すなわち、検査される眼および隣接する眼の角度的セッティングは、内側固定を用いようと外側固定を用いようと、同じ固定座標において正確に同じでなければならない。本発明の解決方法では、メインビーム経路のメイン光軸と外側および内側固定ビーム経路のメイン光軸との平行性によってこの要求を処理している。

図3は、この設計例の1つを示している。結像システムBSは、図2に対して垂直な図において統合された固定装置で示されている。患者の双方の眼が示されている。ここで、検査すべき眼は、眼に侵入するメインビーム経路HSによって識別される。メインビーム経路HSは、その光軸で示されている。固定マークFMEは、光学システムFOS1を介して無限遠にフォーカスされている。ミラーユニットS4は、共通の固定ビーム経路FSを、外側固定ビーム経路FASと内側固定ビーム経路FISとに分割する。このミラーユニットは、90°だけ偏向可能な1つのミラーか、あるいは設計例に示すように互いに90°だけ偏向可能な2つのミラーを含んでいる。2つのミラーの各々は、図3bに示すように、2つのビーム経路FISおよびFASに対する開口を有する。ミラーS4aは、光学システムFOS2によりメインビーム経路の瞳面にFISの瞳イメージとして結像し、検査されている眼の方向へメインビーム経路と平行にFIXを反射する。この場合、固定マークは、イメージ面y'に結像する。また、ミラーS4bは、光学システムAAを介して隣接する眼の瞳にフォーカスされている。ここで、光学システムAAはまた、無限遠からくる固定マークFMEを無限遠へフォーカスしている。光学システムAAは、隣接する眼のための固定マークのフォーカスのセッティングのために2つの眼の間の異なるプアビジョンの訂正のための手段（不図示）を含んでいる。さらに、眼幅に対してFASを調節するための公知手段（不図示）が設けられている。この手段によってFISの光軸とFASの光軸との平行性が変化することはない。

固定マークとして、ライトエミッティングダイオードが使用される。SF

MEは、ライトエミッティングダイオードの微同調のための特徴的な要素である。そして、固定マークの移動が十分に大きいとき、小穴に対する共役イメージ面へ入る。これは、光軸方向および眼の背景に対する共役イメージ面の2つの直交座標の調節によってなされる。ここで、固定座標軸線は、CCDマトリックスの座標軸線および照明システムの座標軸線と一致していることが好ましい。検査される眼への固定マークのフォーカスセッティングは、すでに決定したプアビジョン値に基づいたセッティングによって行われる。このことから、基部に対して共役な面の位置が固定ビーム経路で計算され、固定座標およびSFMEによって調節される。

ライトエミッティングダイオードの明るさは、電力供給ユニットSVFLQによって変調される。制御信号は、コントロールユニットSSからSVFLQを得る。ライトエミッティングダイオードの移動のための固定制御座標およびその明るさは参照FKのもとで組み合わせられ、コントロールユニットによって使用可能になる。

図3は、検査すべき眼として、右眼を示している。左眼が検査されるべき場合には、メインビーム経路は左眼へ調節される。この場合、固定システムは、メイン軸線のミラーイメージとして位置決めされなければならない。回動ポイントDPに対して 90° だけセッティングS3からセッティングS3'へミラーを偏向させることに関連して、メイン軸線HSに関して 180° だけ固定システム全体を回動させることによって、この反射を回転させるための機械的な手段が設けられている。今、方位角比率が一度だけ交換される。そして、固定システム（右または左）のセッティングを検出するための手段が設けられる。固定システムはこのセッティングをコントロールユニットへ送り、固定座標の適当な計算のために考慮される。

恐らく固定マークの色は赤として選定され、固定光を遮断するためにCCDカメラの直ぐ前には赤遮断フィルタが位置決めされる。

選定された設計例に基づいて、本発明の方法について以下詳細に説明することとする。

上述の装置を用いた方法により、オンライン測定（好ましくは）、およびオフライン測定が可能になる。また、検査すべき血管部分に沿った血管直径の局所的依存関係の適切な表示が可能になると同時に、時間に応じた表示が可能である。また、刺激方法の包含に起因する血管挙動を解析することや、局所のおよび一次的な血管挙動を説明する関連パラメータを形成して表示することが可能である。

かくして、位置－依存関係が、1つの同じ時間間隔で、たとえば1つのイメージの中で、少なくとも適当な長さ（好ましくは1.5 mmの長さ）の1つの血管部分に亘って決定される。しかしながら、この正確な同時性は、必要ではない。1つの血管部分に沿った位置－依存関係の決定は、手元の生物学的事項または医学的事項に対して到達可能な正確さがそれでも十分であるとき、1つの血管部分から次の血管部分への時間シーケンスにおいて行うことができる。

検査プロセスは、特定のウィンドウの中で行われる。図4は、イメージフィールドウィンドウと、測定ウィンドウと、ヘルプウィンドウと、ペリメータ照明または刺激照明と、測定フィールド照明との間における関係を示している。

UBSによって作られたペリメータ照明は、検査すべき血管領域のセッティングの間に、眼の背景に対する方向付けのために使用される。ペリメータ照明の直径および光強度は、基部への方向付けが可能な程度に十分強い。標準のセッティングは、ペリメータ照明がイメージフィールドの全体を照明するが瞳および血管が丁度かろうじて識別できる程度が好ましい。

MBSによって作られた測定フィールドは、測定ウィンドウおよびヘルプウィンドウの照明のために使用される。

測定ウィンドウは、ある目的に合わせて切り取られ、イメージマニピュレータユニットBMによってデジタル化され、データ処理（DV）ユニットに送られるイメージ領域である。これは、血管ダイアメータモジュールによって自動的に認識され、ピクセルラインまたはピクセルカラムに沿って解析

される、血管部分の領域である。すなわち、血管部分のすべての血管の直径および関連する血管中間位置が測定ウィンドウで認識され、交差するピクセルラインまたはピクセルカラムが決定され、コントロールユニットへ出力され、相対時間

に対して割り当てられ現行のイメージが記録されている一次データマトリックスに保管される。この場合、まれな場合を除いて血管方向が測定方向に十分に垂直であるため、血管直径の斜め状態はダイアメーターモジュールにおいてすでに訂正されている。もし、ピクセルカラムの方向に血管直径が決定されると、血管直径の局所的依存関係の記録が垂直ピクセルライン方向で血管に沿って行われる。その逆も同様である。本発明によれば、測定方向および互いに垂直な局所的依存関係は、ピクセルラインおよびピクセルカラムに対応して決定されることが好ましい。血管直径に対する測定方向における測定ウィンドウの幅は、眼の移動にもかかわらず血管が測定ウィンドウを横断するように十分大きく設定されることが好ましい。もう1つの利点は、測定ウィンドウが幾つかの血管を横切り、この場合ダイアメーターモジュールDMが測定面を横切るすべての血管部分を解析し測定することである。測定ウィンドウの血管中間位置のシフトから斜め状態が決定され、斜め状態の訂正のための値が形成されるように、測定方向に垂直に測定ウィンドウのピクセル数は少なくとも十分大きくなければならない。斜め状態の訂正は、ダイアメーターモジュールの間に行われることが好ましい。この想定原理は、ピクセルカラム毎に、またはピクセルライン毎に、血管直径に対する測定方向に垂直な血管に沿って血管直径の局所的依存関係を自動的に生成する。測定の最初（参照時間）から相対時間を増大させながら測定プロセスがイメージごとに繰り返されたとき、血管直径に関する時間的依存関係は、後述する一次マトリックスに生成される。ヨーロッパの標準TVカメラを用いるとき、可能な時間的解像は40msである。

斜め状態の訂正には、測定方向に対して垂直な数ピクセルだけが必要である。血管方向の数ピクセルは、血管直径の適切な医学的に評価可能な局所的依存関係には十分ではない。局所的依存関係の満足な決定を行うためには、

次に考慮される2つの好ましい方法がある。

第1の場合、イメージフィールドにおける検査血管の状態に依存して、すなわち図4の例におけるように検査中においてイメージフィールドが水平に血管を横切るか血管を鉛直に横切るかに依存して、カラム状の測定ウィンドウが用いられ

る。この交差は検査者によって設定されるか、あるいは自動的に起こる。たとえば、カラム状測定ウィンドウの幅は10ピクセルに、測定ウィンドウの高さは100ピクセルに選定されることが好ましい。本発明のコントロールユニットを用いたウィンドウ形状および位置のイメージごとの制御は、測定ウィンドウの位置に対する時間的な変化のために利用される。測定ウィンドウはそれ自体、検査者によって規定されるスキャン領域の内部で確率的にあるいはシステムチック（統括的）に移動している。検査者または参照検査のコントロールマトリックスが、図4に示すように2つの外側境界層（G1およびG2）のために測定ウィンドウの座標を特定する。この内部において、測定ウィンドウは、1つのイメージの内部で、またはイメージからイメージへ移動し、血管に沿った位置を感知する。この領域は、スキャン領域と呼ばれる。この場合、斜め状態に対して訂正されたカラム状の測定面の直径は、カラムの幅に亘って平均化され出力される。図12は、測定プロセスおよび一次マトリックスのデータ流れの生成を示している。図12aは、図4からすでに知られているように、眼の背景に対するイメージフィールドを測定ウィンドウおよびスキャン領域とともに示している。RZ1およびRZ2は、図12aに入った2つの測定ウィンドウ位置に対応した2つの時間ポイントである。図12bは、検査の開始の参照時間BZから進む参照時間軸線、および2つの測定血管1および2に対する相対時間RZ、スキャン位置および血管直径からのデータ空間を示している。

この測定方法の利点は、1つの測定面に対して要求される演算能力が小さいこと、およびイメージにおいて多数の平行測定面を規定する潜在能力にある。

測定方法のもう1つの設計では、幅広い測定ウィンドウを利用する。幅広い

い測定ウィンドウは、たとえば検査すべき血管部分が眼の移動に対して十分感度が低くなるように、調節可能モニター上で検査者によって規定される。測定面はイメージフィールドにおいてより長いイメージシーケンスに亘って変化することなく留まる。そして、図13に示すように、時間的に平行に測定方向に垂直な測定ウィンドウの内部で測定血管部分に沿って血管直径の局所的依存関係を表している。この図は、図12と同様に理解されるべきである。ここで、スキャン位置

の座標はピクセル位置によって置換されている。局所的最小解像度は、ライン幅またはカラム幅によって設定される。好ましくは大きなコンピュータ能力、および血管の好ましい斜め状態により、同じ測定プロセスを、血管直径の測定方向および局所的依存関係が交換されたときイメージごとに並行に、オンラインで実行することができる。かくして、斜め状態の訂正について、より大きな正確性、およびより良好な制御を得ることができる。

ヘルプウィンドウは、測定プロセスの間に眼の移動を確認して訂正するのに使用される。血管部分は、測定ウィンドウに対してシフトすることができる。これは、40 msの時間的解像を用いた血管直径の測定方向に沿った眼移動の成分に対して無視できる。しかしながら、イメージからイメージへの血管に沿った変位に対しては問題であり、測定の大きな不確実性につながることになる。血管直径は位置に沿って10%以上まで変化し、これは再現性およびシステムのエラーに反映される。

2つの互いに垂直なカラム状のヘルプウィンドウが、ピクセルラインおよびピクセルカラムの方向に規定されることが好ましい。上述した幅広い測定面の第2の場合には、第1の規定された測定ウィンドウの中間から少なくとも3つのピクセルラインおよび3つのピクセルカラムが、ヘルプウィンドウとして追加的に使用される。カラム状の測定面の場合、好ましくは測定ウィンドウと同じ高さを有する少なくとも3つのピクセルラインおよび3つのピクセルカラムからなるヘルプウィンドウの中間におけるのと同様に、コントロールユニットが双方のヘルプウィンドウを作る。このことは、イメージか

らイメージへその位置を変えない。図4は、鉛直ヘルプウィンドウが測定ウィンドウによってカバーされているので、水平ヘルプウィンドウだけを示している。

ヘルプウィンドウの血管中間はヘルプウィンドウで決定され、第1のイメージからの設定値と比較される。これらの値から、1つのイメージから次のイメージへ血管部分の移動に対して訂正值が決定され、各イメージに対する訂正值として一次マトリックスに保管される。

眼移動に起因するエラー要素を解消するための訂正值を形成する他の可能性は

、ヘルプウィンドウ情報を第1イメージと相関させること、または眼移動の補足測定装置を使用することである。ここで、測定値は、公知の形状関係の包含のもとで血管位置に対する訂正值に変換される。これらの訂正された値は、訂正值として上述した方法で位置マトリックスに保管される。

照明測定フィールドは、照明ストレスを減少させるために用いられる。カラム状の測定ウィンドウの場合、測定ウィンドウを規定した後に、コントロールユニットが照明測定フィールドの座標を設定する。その結果、座標が測定ウィンドウをカバーし、すなわち測定フィールドのサイズが測定ウィンドウのサイズまで減じられる。利点は、照明ストレスの著しい減少である。測定プロセスの間、UBSによって作られた照明ペリメータはかなり限定された直径または照明強度を有することができ、またはスイッチオフすることさえ可能である。ペリメータ照明の位置は、コントロールユニットまたは検査者によって自動的に調節される。本発明にしたがって光刺激のためにペリメータ照明を使用することが、以下詳細に説明される。

図4は、円形フィールドの形状をした測定フィールドを示している。この場合、フィールド絞りが虹彩絞りとしてMBSに形成される。図4の照明ペリメータは、イメージフィールドの全体を照明する。しかしながら、ハロゲンランプLQUBのランプ電流の減少により、著しく弱められた照明強度を有する。特定の場合、網膜カメラにおいて修正された制御可能な照明UBSおよびMBSを省略することが有用である。これに代えて、網膜カメラの照

明フィールド絞りが測定フィールドのように固定の中央直径を有する減光フィールド絞りとして設計される。この場合、眼の背景におけるイメージは、図4に示すように表れるであろう。

ペリメータ照明BSUおよび測定フィールド照明BSMの形状座標、位置およびランプ電流は、コントロールユニットSSからUBSおよびMBSへ送られる。測定ウィンドウおよびヘルプウィンドウの形状座標および位置座標は、同様にコントロールユニットSSからBMによって受け取られる。コントロールユニットは、検査者によってまたは対話モードを介して直接に特定された参照コントロ

ールマトリックスから、上記座標を受ける。後者の場合、検査者は、好ましくはコンピュータマウスを用いることによって、ウィンドウおよびフィールドおよび明るさの設定を制御する。公知の方法で、マウス移動および作用は、コントロールユニットによってコントロール座標に変換され、調節モニター上でオンライン作用により制御されたフィールドおよびウィンドウがモニターされる。

装置のモジュールおよびユニットの能力に依存して、検査者によって幾つかの測定ウィンドウを使用することができる。この場合、照明測定フィールドの形状および長さは、測定ウィンドウに適合させることができる。本発明にしたがう測定プロセスのもう1つの形態は、照明測定フィールドと同じ形状および位置を有する幾つかの測定ウィンドウを設定することである。一定の時間間隔の測定ウィンドウは、イメージフィールドにおいて1つだけの一定の形状および位置を有するが、コントロールユニットによって制御された一定時間間隔のイメージフィールドにおいてその形状および位置を変える。これらはすべて、検査が中断することなく次々と異なる血管部分を検査するためである。測定ウィンドウおよび測定フィールドが一旦規定されると、必要な回数だけ同じ血管部分を検査することができる。これは、多くの血管部分の検査と同様に、遅い時間プロセスの検査も1つの検査期間内でオンラインで可能であるという利点を有する。

本発明の方法は、様々なプロセスグループからなる。

0. 患者データの取得（デフォルトセッティング）

眼の背景の再現可能なセッティング、特にコントロールユニットおよび調節可能モニターの助けにより、修正された網膜カメラおよび固定装置を用いてイメージフィールドで検査すべき血管部分のセッティング。

コントロールユニットとマニピュレーションユニットとDE（マウスおよびキーボード）とにより、照明および／または結像ウィンドウ（後述する）の規定を介して、調節可能モニター上に検査すべき血管部分を設定し、コントロールマトリックスSを形成すること。

血管位置および時間に沿って血管直径を検定するための測定プロセス、および各検査に対して、次の一次データの間の関係を設定する一次データマトリックス

Pの形成。P (IDU, IDP, A, DFDP, DFMi, DF Pi, S, BZ, DZ, BF)、および選定された相互依存関係のオンライン図式表示、好ましくはすべての検査血管部分に対する時間の関数としての血管直径の表示。

識別番号IDUの検査。

患者コードIDP、

検査される眼A (右または左)、

血管直径Dに対するデータシーケンスDFD、

追加的測定数量DFMiに対するデータシーケンス、

追加的刺激イベントDFPiに対するデータシーケンス、

検査プロセスに対するコントロールマトリックスS、

参照日付BDおよび参照時間BZを有する測定開始、

検査されたビデオイメージシーケンスBF

訂正データマトリックスの計算

パラメータマトリックスの解析プロセスおよび形成、およびパラメータの表示および出力。

省略記号BZ、BD (参照日付および参照時間) は、評価可能なイメージが採られたときの日付および時間を意味する。オンラインモード中、イメー

ジ記録と測定とが同じ時間間隔で起こるとき、参照時間BZは実際のシステム時間SZと等しい。システム時間またはシステム日付は、現行の時間または現行の日付を意味する。相対時間RZは、時間差を意味する。

コントロールマトリックスSの一次データセットは、次の数量に対して基準を設定する。

- 1 感度 (倍率セッティング)
- 2 固定座標 (x, y 座標、ランプ電流、内側/外側固定)
- 3 プアビジョン値
- 4 照明測定フィールド座標 (高さ、幅、イメージフィールドでの位置、開始時におけるランプ電流)
- 5 開始時における照明ペリメータ座標 (直径、イメージフィールドでの位置、

ランプ電流、照明マニピュレータ状態)

6 参照値：開始時における時間およびデータ (B Z, B D)

7 選択的レコーダーコントロールを使用するときテープ I D

8 開始イメージの時間コードまたは開始イメージのファイル名

血管直径の一次データシーケンスに対して、一次データセットは、次の数量の関数として血管直径 D を含んでいる。D = F (

1 直径

2 測定ウィンドウにおける血管直径の現行位置 (座標)

3 イメージフィールドにおける測定ウィンドウの現行位置

4 ヘルプウィンドウまたは眼移動を決定するための追加的測定ユニットからの現行訂正座標

5 測定プロセスの初期における相対時間 R Z

6 血管直径に属する物体空間における血管中間の位置訂正位置

図 1 2 および図 1 3 は、直径および相対時間 R Z およびピクセル位置またはスキャン位置を示している。スキャン位置は、血管直径の現行位置とは異なる表示である。しかしながら、血管直径のこの一次データシーケンスのデータから算出することができる。

マニピュレーションマトリックスの一次データマトリックス

イベント値

相対時間

測定データマトリックスの一次データシーケンス (一般)

測定値

相対時間

図 5 には、検査シーケンスが模式的に説明されている。

中断されない相対時間および 1 つだけの参照時間および相対時間ポイント = 0 における 1 つの参照日付で、時間的に結合した検査時間間隔内での関係した測定データ、制御データおよび解析データが、「検査」と呼ばれる。各検査は、P を介した検査イメージシーケンス、患者データ、測定データ、制御データおよび解

析データに検査を関連付ける固有の識別番号を有する。患者の血管に関する幾つかの検査が1つのセッティングで実行可能である。

検査は、新しいIDUおよび患者の識別（デフォルト値）を付与することで開始する。患者データの入力、その編集およびデータベースへの記憶、および患者に関する一般データのためのデータモデルは公知の方法により進むので、ここではその詳細を省略する。本発明にとって、測定データと制御データと解析データとのデータ関係が一人の特定の患者に対して明確（すなわち一意に）に存在することが重要である。

デフォルト値が一旦設定されると、検査すべき血管部分が調節可能モニターのイメージフィールドに対して調節される。そして、眼の背景のために必要な制御パラメータが検査すべき血管部分に対して調節される。次いで、ウィンドウ位置がコントロールユニットおよび検査者によって設定される。検査者は、修正された網膜カメラのセッティングを行い、キーボードおよびマウスによって調節可能モニター上でセッティングを確認する。調節可能モニター上で十分に鮮明で且つ高いコントラストで特定の血管部分を有する眼の背景が見られるように、セッティングは行われなければならない。ウィンドウ（後述）は、検査血管部分に対して適当に配列されなければならない。装

置の瞳は、眼の瞳に対して正確に中心決めされなければならない。

繰り返し検査の場合、すべての左側ウィンドウおよびイメージ側ウィンドウ（以下参照）はすでに保管されたデフォルトデータをもっており、調節可能モニター上でこれを見ることができる。この場合、参照検査が検査者によって選定される。そのコントロールマトリックスは、参照マトリックスとして採り上げられる。繰り返し条件のためにコントロールユニットによって特定された調節パラメータ（コントロールデータ）は、参照マトリックスから採られ、デフォルトとして設定される。参照マトリックスは、検査者によって選定されたすでに完了した検査を用いることによって、繰り返し条件のために必要なセッティングを設定する。対話モニター（PCモニター）上で、血管を伴うイメージおよびウィンドウ位置が、参照測定のための調節可能モニター上に検査者に対して表示される。参照

測定のための固定座標のデフォルトセッティングにより、検査者は、装置瞳が眼瞳にしっかりと固定されるように、装置と眼との間のセッティングを行うことだけが必要である。参照検査からのプアビジョンが参照マトリックスから知られており、フォーカスセッティングが制御座標 $b_s r$ を介して自動デフォルトであるため、イメージのフォーカスセッティングは通常必要とされない。イメージフォーカスおよび固定またはウィンドウ位置の再セッティングは、手動的手段でも可能であり、現行値にしたがってコントロールマトリックスで訂正可能である。セッティングを完了した後に、たとえばマウスを用いて、測定プロセスが開始する。

繰り返し測定が行われない場合には、検査者はデフォルト参照マトリックスのうちの1つを選定し、対応するデフォルトセッティングを実行する。様々な検査プログラムに対して検査者にデフォルトが提供され、参照マトリックスに保管することができる。同じ検査条件が使用されることを確かめるために、検査者は保管された参照マトリックスを呼び出すことができる。

装置と眼とのセッティングに加えて、調節可能モニターの表示フィールド内に検査すべき血管部分を調節するために、またイメージフォーカスを調節

するために、検査者は固定ユニットを使用する（マウスまたはキーボードを用いた固定マークの移動）。ウィンドウがデフォルトに設定されていない場合、次のステップでウィンドウ位置（前述）が調節可能モニター上で好ましくはマウスを用いて検査プログラムにしたがって調節される。そして、一次データを記録する測定プロセスがスタートする。

測定プロセスがスタートした時点において、この検査のためのコントロールユニットの新しい現行のセットパラメータがこの検査のためのコントロールマトリックスに保管されることが好ましい。またこの時点において、ウィンドウ位置内の基部イメージが、この検査で使用される測定セッティングのための制御イメージとして記録されることが好ましい。同時にこれは、 $b = n$ イメージ（ $b = 1$ ）のイメージシーケンスの第1の評価可能なイメージ、および検査が開始したときの時間ポイントおよびデータ（BZ, BD）に対する参照値である。測定プロセ

スの間、検査者は固定座標または装置瞳と眼瞳とのセッティングを訂正することができ、いかなる特定の時間ポイントにおいても測定プロセスを終了させることができる。眼の背景、ウィンドウの位置および血管部分は、調節可能モニター上でも並行にモニターすることができる。各血管の血管直径は、時間の関数として対話モニター上にオンラインで記録されることが好ましい。

このセッティングは標準デフォルトの使用によって行われ、患者に対するデータモデル特性を保管するための一般的に知られた原理にしたがって保管される。

図5は、ブロックダイアグラムを用いてプロセスシーケンスを説明している。

測定ウィンドウおよびヘルプウィンドウにおける本発明のイメージおよび信号処理の説明は、複数のウィンドウを用いても手順は類似であるため、1つのウィンドウの一例を利用して行われる。

すべてのウィンドウはダイアメーターモジュールDM (図1) によって処理される。測定ウィンドウに位置する血管は、その血管直径 (斜め状態に対

して訂正された)、測定ウィンドウにおける血管中間位置、およびウィンドウに対する血管の平均斜め状態とともに出力され、シーケンスのイメージ数の関数として保管される。イメージフィールドにおけるウィンドウの現行位置は、一次データセットに保管される。斜め状態に対する訂正を行うことなく、ダイアメーターモジュールから血管直径を出力することもできる。

現行のウィンドウで認識された血管は、その特性に応じて互いに割り当てられる。一次データマトリックスの血管直径に関するデータシーケンスの各直径値は、いくつかの異なる分類の血管が検出されたかによって、血管ごとに1から*i*まで参照が割り当てられる。検査の後の検査者による視覚検査 (たとえば保管されたイメージシーケンスに基づく検査) の後に必要に応じて、分類を訂正するためにソフトウェアプログラムを引続き利用することが可能である。前述したように本発明にしたがって、血管中間位置および血管の斜め状態の違いから、ヘルプウィンドウの方向に沿った同じ血管の位置シフトが、ヘルプウィンドウモジュールにおいて小さな恣意的な眼移動に対する訂正值として決定される。これらの訂正值から、結像条件、現行ウィンドウ座標、固定座標、およびイメージフィールドで

の血管中間から、本発明にしたがって、血管直径に属する血管中間の物体位置（以下、血管位置という）が参照点（小穴）に関して算出される。計算は血管およびイメージに関連し、一次データマトリックスの血管直径のためのデータシーケンスに保管される（基部イメージにおいて血管直径の訂正された物体位置）。これにより、調節された物体フィールドおよび眼移動の影響の除外にもかかわらず、血管直径が測定位置において比較可能になる。現行ヘルプウィンドウに対して第1ヘルプウィンドウのイメージ情報を相関させることによりイメージシフトを算出することによって、小さな眼移動を解消する類似の効果を得ることができる。次いで、ピクセルの隣接行からの相関関係によって、血管の斜め状態が互いに対して決定される。もう1つの可能性は、測定プロセスの間に並行して視線移動を測定することである。ヘルプウィンドウから算出された訂正值に代えて、測定位置における眼移動の影響を訂正するのに、たとえば第1

イメージのような参照イメージに対する視線方向の変化を使用することができる。

本発明にしたがうダイアメーターモジュールは、迅速なアルゴリズムを有する。すなわち、このアルゴリズムでは、ウィンドウのライン信号において血管エッジを認識し、血管エッジにおける光度測定エッジ集中を内挿し、血管エッジの斜め位置を算出し、互いに正しい血管エッジを割り当て、光度測定エッジ集中の間の血管直径（斜め状態に対して訂正された）を決定し、ウィンドウにおける血管中間位置を算出する。

血圧を測定するために、特別を測定ユニットが使用される。周期的圧力測定のための測定ユニットMS1は、コントロールユニットSSからの制御信号によって測定プロセスを開始および終了させるコンピュータインターフェースを特徴とする。決定された血圧データは、コントロールユニットによって、関連する固有の時間およびイメージをともなって一次データマトリックスに割り当てられる。

測定ユニットMS2は、コンピュータインターフェースを介してEKGのRーピークをコントロールユニットに供給するためのEKGユニットを備えている。データはそこから一次データセットに保管され、イメージおよび時間に対して正

確にデータセットに割り当てられる。

Rーピークによって脈動解析が単純化されるので、MS 1およびMS 2が常に測定プロセスに含まれることが好ましい。次に、血圧は、血管直径に影響する重要なパラメータである。この追加的な記録により、エラーの源が解消される。追加的な測定数量は、並行に記録される必要がない。

追加的な測定システム (MS 3) もまた有用である。追加的な測定の一例は、呼吸ガス解析によって呼吸ガスを決定することである。あるいは、吸入方法によって増大した眼圧での局所のおよび時間的血管直径の測定の組み合わせとして吸入圧力を測定することである。

さらに、対応する検査のための所定の状態を引き起こすために、刺激装置MPを使用することが可能である。呼吸ガス刺激装置MP 1は、自由呼吸の

ための呼吸経路と、吐き出しのための追加的な呼吸経路とがスイッチ交換可能に構成されていることを特徴とすることが好ましい。呼吸空気の酸素-二酸化炭素パーセンテージはマウスピースに十分接近して周期的に測定され、イメージおよび時間に対して正確に一次データマトリックスに記録するためにコントロールユニットSSに送られる。コントロールユニットからの制御信号を用いることにより、シーケンスコントロールのもとで呼吸ガスルートが逆転される。単一値の測定およびグループ比較での評価を介して、網膜血管への酸素の影響の研究は知られている。本発明の装置および方法では、呼吸空気の中で様々な濃度を有する酸素、二酸化炭素の刺激に対する血管の時間的および局所的応答、または純粋な形態の酸素の刺激に対する応答が興味のあるところである。たとえば、好ましくは5分以上に亘る100%酸素での刺激が、血管部分のエッジ集中の機能的な診断のための好ましい方法である。

物理的ストレスのための刺激装置Mpsは、一連の把持用重りと、音響信号発生器とからなる。重りは患者の体重に対して標準化され、信号の後に患者が手で重りを把持し、第2の信号まで水平に広げる。その後、患者は重りを元へ戻す。両方の信号がPC出力ユニットによって音響的に生成される。そして、制御信号がコントロールユニットから供給される。シーケンスプランに依存して、眼の測

定の間、または眼の測定の前、あるいは2つの眼の測定の間、この刺激が起こる。

追加的な組み合わせ刺激装置は、吸入ディスクを使用することによって眼圧を増大させるための従来のシステムの1つである(MP 3)。

刺激装置を並列に設定することができる。しかしながら、個別に使用することができる。

本発明によれば、修正された網膜カメラ自体を用いた前述の装置によって刺激を作ることが好ましい。このために、刺激のためのペリメータ照明ビーム経路を使用する。コントロールユニットおよびUBSの前述装置(図11参照)によって、制御座標 $b_s u$ を介して、測定プロセスの間に、ランプ電

流、光変調器、ペリメータ照明の形状および位置が眼の背景で変化する。その結果、検査中の眼の背景の規定された位置において連続的または一時的な光刺激が生成される。基部のもう1つの位置における血管直径に関するこの刺激の効果は、局所的に一時的に記録される。1つの可能な設計様式によれば、静脈の血管応答を検査するために、網膜黄斑に位置する小穴に対する瞳サイズの中央面の内部で、他の循環パラメータを測定するために一種の閃光として明るさ可変の照明を使用することができる。この利点は、血管直径でマイクロサーキュレーション(microcirculation)の挙動が直接的に、たとえば直径の変化により起こる血流の速度の変化を介して間接的に決定されることである。前述の組み合わせは、網膜血管の機能的診断のための単純な方法であり、さらに神経繊維の機能的全体性のための単純な方法である。

まず追加的血管信号の形成を介して、測定結果の追加的処理を行うことが好ましい。ここで、すべての血管直径が $1/4$ に減少し、2乗は再び分割されて $1/4$ になり、速度関連直径 $A_g(x, y, t)$ および流れ関連直径 $Q_g(x, y, t)$ としての評価のために一次データマトリックスの追加的な時間カラムに保管される。ここで、血管、位置、時間およびイメージにしたがってすべて正しい。これらのステップにより、本発明の有効性を著しく拡張することが可能になる。これは、血の速度および血の流れの流れ数量に関する血管直径の血管作用ファクタの複合効

果を直接的に説明しているからである。これらのパラメータの包含は、選択的である。

まず追加的血管信号の形成を介して、測定結果の追加的処理を行うことが好ましい。ここで、すべての血管直径が $1/4$ に減少し、2乗は再び分割されて $1/4$ になり、速度関連直径 $A_g(x,y,t)$ および流れ関連直径 $Q_g(x,y,t)$ としての評価のために一次データマトリックスの追加的な時間カラムに保管される。ここで、血管、位置、時間およびイメージにしたがってすべて正しい。これらのステップにより、本発明の有効性を著しく拡張することが可能になる。これは、血の速度および血の流れの流れ数量に関する血管直径の血管作用ファクタの複合効果を直接的に説明しているからである。こ

れらのパラメータの包含は、選択的である。

オンライン評価とオフライン評価とは、区別される。

オンライン評価の制御は、デフォルトまたはユーザー指定のセッティングにしたがって、コントロールユニットSSによって行われる。オフライン評価の制御は、興味ある血管部分および信号のメニュー選定によって、また評価方法およびパラメータを公知方法で選定することによって行われる。

パラメータの形成のためのこの設計例において検査者に提供された評価方法は、図5においてブロックに組み込まれている。この選定の基準は、その局所的および時間的關係で一時的にまたは恒久的に一次データマトリックスに保管された血管信号、測定信号および刺激信号である。1つの血管部分の評価のためだけに、また血管信号としての血管直径 D_g のためだけに、次の説明が設けられている。これは、他の血管部分または他の血管信号(A_g , Q_g)に対しても同様であるからである(g は血管直径に対する血管関連を示す)。

データマスクによって、時間、位置および血管において正確に、解析データが一次データマスクから読み出される。そして、評価の目的にしたがって分光フィルタリングおよび/または局所的フィルタリングのために従来技術のフィルタへ送られる。

局所的周波数解析の方法は、パワースペクトルを決定し、実質的な局所的周波

数 F_o を検出する。そして、フィルタで調節された時間間隔の関数として、時間依存性の分光パラメータとして、あるいは複合分光パラメータとして、データストリームに対する位相位置 P_o の関連を決定する。時間的周波数解析のためのブロックは、選定された信号シーケンスのパワースペクトルを決定し、実質的な周波数 F_t を検出し、そのパワー L_t および位相位置 P_t を決定し、これらの決定された分光パラメータ I を関連するパラメータマトリックスに保管する。決定された分光パワーから、パラメータ $VAPU$ が血管運動および脈動の商として決定され、パラメータ PPU が脈動に対する刺激応答の商として決定され、パラメータ PVA が血管運動に対する刺激応

答の商として決定され、パラメータ PUB が脈動に対する第1オーダーの血圧波の商として決定される。これらは、データマスクまたはフィルタにしたがってパラメータマトリックスの1つに割り当てられる。

特定された測定部分の間の位相差が算出され、血管部分が密着している場合、波の速度は関連する経路長さから算出される。

脈動解析の方法は、対応する局所部分、および一次パラメータマトリックスに脈動信号として保管されている脈動期間によるパルス位相の関数としての時間平均脈動信号に対して誘発された R -ピークを決定する。パルス信号のピーク値は分離されたパラメータとして決定され保管される。

局所的解析処理グループは、位置、その時間間隔 TO 、および関連するピーク値 SO 、平均値 MWO 、その散乱（拡散） $SMWO$ 、および特定の静的信頼性のための信頼間隔 $MWOK$ 、および含まれるイメージ「 nb 」の数、および測定位置「 no 」に関するデータシーケンスの最大値 MaO および MiO を提供する。

ピクセルに属する血管経路は平均値の算出のための基準を形成する。

静的時間解析処理グループは、データシーケンス、その時間間隔 TT 、および関連するピーク値 ST 、平均値 MWT 、その散乱 $SMWT$ 、および特定の静的信頼性のための信頼間隔 $MWTK$ 、および含まれるイメージ「 nb 」の数、および測定位置「 no 」に関するデータシーケンスの実質的な時間的極値 MAT および MOT を提供する。フィルタ選定およびパラメータに依存して、血管運動に対す

る追加的なパラメータ、脈動および血圧もまた、この方法で決定される。

動的時間解析処理グループは、時間的な傾向、およびライズ（すなわち立ち上がり）BTの初期から実質的なライズAPROV（負のライズも同様）の値を見積もるために適応性のある方法を使用する。データマスクのパラメータおよびフィルターパラメータの適当なセッティングにより、全体の平均値および関連する散乱が決定され、局所的および時間的に独立な複合パラメータ（KMW, KSMW）として、関連する血管部分のための複合パラメー

タマトリックスに保管される。

1つのイメージから次のイメージへ行く反復評価方法は、測定結果または評価結果のオンライン評価およびオンライン表示のためにモニターウィンドウに表示されるように、反復的に構成される。

クロス相関関係処理グループは、血管応答と補足刺激と測定信号との間の関係を説明するパラメータを決定するために、クロス相関関係ファクタを使用する。

時間依存性パラメータが、時間依存性パラメータマトリックスに保管される。また、位置依存性パラメータが位置依存性パラメータマトリックスに保管される。そして、時間非依存性パラメータおよび位置非依存性パラメータが複合パラメータマトリックスに保管される。

イメージシーケンス比較処理グループは、同じ血管部分および血管位置（x, y）からパラメータのパーセンテージ差を形成し、現行のイメージシーケンスおよび好ましくは関連した信頼間隔を用いて、選定されたイメージシーケンスのパラメータマトリックスから時間位相（t）を形成する。参照イメージシーケンスはオペレータにより規定されるが、前のイメージシーケンスはデフォルトである。比較可能なコントロールデータマトリックスを有するこれらのパラメータだけが比較される。

時間比較比較処理グループは、イメージシーケンスの同じ血管部分のパラメータおよび好ましくは関連した信頼間隔から時間的なパーセンテージ差を形成する。ここで、参照値の時間部分はオペレータにより特定される。参照値に対するデフォルトは、イメージシーケンスのパラメータの第1番目の値である。刺激応答

のピーク値は、調整領域RBに対する追加的比較パラメータとして決定される。刺激で引き起こされる最大値は、上部調整区域に対する比較パラメータとして決定される。また、最小値は、下部調整区域に対するURRとして決定される。

図6および図7は、表示方法を説明している。

本発明による結果は、並列的にあるいはシーケンシャル（次から次へ）に

モニターイメージ上に次の表示方法で表示される。

機能的イメージ表示グループは、血管位置に対応するイメージとして、あるいは図6に示すように中央図式として、パラメータおよび測定値を表示する。垂直バーおよび水平バーが血管位置の破線断面と比較されるので、測定値、パラメータ、または比較数量は十分視覚的に区別することができる。様々なパラメータがカラーコーディングによって示されている。これらの機能的イメージは、各イメージシーケンスの初期において文書化された基部イメージとともに灰色の背景に現れる。測定値と同様に、これらはまず物体面の座標へ変換される。イメージフィールド座標に基づいて表示方法を構築することもできる。この場合、使用されるのは血管位置ではなく、むしろ血管中間である。一例として、図6は血管運動のLtに対してプロットされた脈動のパラメータLtを示している。そして、脈動に対する値は血管位置の下方に示され、血管運動に対する値は血管位置の上方に示されている。一見すると、これらの血管領域は、堅牢で、脈動も血管運動も呈しておらず、識別できる。また、これらの血管部分は、パルスに対して柔軟に応答するが、血管運動はもはや検出不可能である。同様に、物質代謝パラメータまたは刺激パラメータ、調整領域、調整区域、または他のパラメータを表示することもできる。適当な制御により、様々なイメージシーケンスから様々な血管部分を1つの機能イメージへ収集することも可能である。たとえば、血管部分は、シーケンシャルに記録されている。

時間表示グループは、評価プロセスの様々なレベルから時間の関数として値シーケンスの表示を可能にする。表示タイプは、ユーザーによって規定される。

位置表示グループにより、評価プロセスの様々なレベルから血管経路の関数として値シーケンスの表示が可能になる。ここで、表示は、ユーザーによって規定

される。血管経路は、血管中間（血管距離）あるいは血管位置（血管経路）に対する斜め状態訂正距離として算出され、一次マトリックスに保管される。したがって、血管距離は、物体面における血管経路のイメージで

ある。

前述のすべての評価方法は、研究目的のために使用されるべき装置システムに対して利用可能でなければならない。しかしながら、幾つの方法が実際に利用可能であるか、あるいは特定の適用に使用されているかは、本発明にとって意味がない。医師による評価のための数値の単純な表示により、著しく拘束されたとしても、従来技術と比較して数量的に新たな明察が可能になるであろう。一次データマトリックスのデータの図式的な表示、特性値の形成およびその図式的表示は、内容および効率性に関して、一次データの単なる表示よりも比較することができないくらい良い。これは、本発明にしたがって得られた新たな関係が、その完全性および有効性において、単なる数値によって容易に見分けられないからである。

本発明はまた、結果のオンライン表示を可能にする。

オンライン出力オペレーションは、シーケンスプランにしたがって、コントロールユニットによって制御される。結果の表示は、デフォルトセッティング、あるいはオンライン評価方法を伴うユーザー規定のセッティングである。調節可能モニターM1は、眼の背景のイメージおよび現行のウィンドウ位置を連続的に表示する。測定プロセスの初期において、眼の背景の最初のイメージが完全にデジタル化され、イメージシーケンスのためにコントロールデータマトリックスにしたがって保管され、モニターイメージウィンドウにおいて利用可能になる。測定プロセスの初期において、検出された血管の血管直径が制御信号として時間の関数で刺激信号と並列的に追加的なモニターウィンドウに出力される。また、選択的に、未処理のまたはフィルタリング後の追加的に決定された測定信号とともに出力してもよい。

追加的なモニターウィンドウにおいて、測定プロセスおよび他の命名されたモニターウィンドウの優先権をもって、反復的に決定された評価方法のパラメータ

をオンラインで表示することができる。

コントロールユニットSSは、測定および評価の全体プロセス制御、ユニットとの制御信号および測定信号の交換に対するインターフェース制御、制

御信号形成、ユニット間の同調、特に入力ユニットおよび出力ユニットとの対話モードを支配する。コントロールユニットはまた、データベースシステムを統括する。データベースシステムでは、形成されたコントロールマトリックス、パラメータマトリックスおよび一次データマトリックスまたはイメージシーケンスが、保管され、且つ1つのイメージシーケンス識別子および検査コードIDUのもとで統括される。イメージシーケンスコードは、コントロールユニットのためのデータベース管理システムによって形成された一次キーからなり、イメージシーケンスBFの識別および増分されたイメージコーディング「b」のために企図されている。検査に属するイメージは、イメージシーケンスとして指定される。自律的なビデオソースが用いられる場合、コントロールユニットは、ビデオソースのイメージシーケンス周波数を記録されたシリーズとしてとらえ、イメージシーケンスに対して時間基準を付与する。制御可能なビデオソースの場合、コントロールユニットは、イメージシーケンス周波数のためのタイミング信号または次のイメージの転送のためのタイミング信号を供給する。この場合、イメージコードはイメージシーケンスコードと、現行イメージに対する識別子としてのシーケンスナンバーとからなる。さらに、コントロールマトリックスは、メモリ媒体の識別子をもち、評価されたイメージシーケンスは評価のために並列的に記録される。

他のプロセスステップに加えて、測定方法は、臨床問題および使用される刺激方法にしたがって機能的時間セグメントが一種の測定段階および休止段階として形成されていることを特徴としている。プログラムシーケンスは、測定段階および休止段階からなる。これらは、段階の数 z 、段階当たりのイメージ数 b_z 、イメージ繰り返し周波数 f_b 、イメージ評価周波数 f_a に関連してユーザーによって規定される。標準的な手順に対してデフォルトセッティングが設定されることが好ましい。標準的な手順が、予備段階、刺激段階1、応答段階1、刺激段階2

、応答段階 2、および後段階からなる。各段階の間に 1 つの休止段階を設けることができるが、0 イメージの例に対する

デフォルトである。休止段階は、イメージ評価がなく患者による回復のための照明の自動的抹消および固定照明の低減に関連した測定シーケンスにおける時間基準の連続性を意味する。標準的な評価のためのマスクおよびフィルタによってこれらの時間領域が含まれていることが好ましい。

1 つのイメージシーケンスにおいて評価不可能な幾つかの測定ウィンドウの場合、様々な測定ウィンドウのシーケンシャルポーリングおよび様々な測定ウィンドウに属するスキャン領域における測定ウィンドウの変化のためにシーケンス制御が機能的段階において存在する。内部ポーリングサイクルは一連の様々な測定ウィンドウからなることが好ましい。そして、スキャン領域における確率的に規定された測定ウィンドウの位置変化によって他のサイクルが決定されることが好ましい。

本発明によれば、コントロールユニット S S のヘルププログラムは、次のように作用する。測定ウィンドウおよび検査プログラムを規定するとき、所望の時間的解像および局所的解像並びに測定時間に基づいて、このヘルププログラムは実質的に検出可能な変化に対して予期される限界を算出する。この場合、反復測定で用いられるとき、データベースからの患者グループに対する予期されるシステム的なエラーを決定するか、あるいはパラメータセットに保管されたパラメータを表す患者グループを参照する。そして、これらのパラメータセットは、新たな各検査によって更新され、これらの計算のためのデータベースに供給される。調節を行う場合、検査者は、臨床問題における優先度に依存して、患者のストレスと予期される情報取得との間で最適の妥協を行い、患者および特定の問題に対してシステムの測定特性を調節することができる。

設計例では、本発明にしたがって、2 つの刺激システムの組み合わせが使用されている。これは、一方では反対の応答（膨張／収縮）を実行し調整領域を示し、他方では物質代謝調整に対する血圧の影響を検出し算出する。かくして、脈動波および血圧波を、様々な観点から評価することができる。セットに関連した物

理的ストレスに起因する刺激された血圧変化に対する単一

の測定時間における脈動活動および血管運動の新しいパラメータは、診断的な意味を示しており、ランダムに規定可能で呈示可能な前述の方法とともにある。

図5は、1つのイメージのサイクルに対する組み合わされたプロセスステップのグループの全体図である。

デフォルトセッティングにより、製造者デフォルトセッティングの変化、ユーザー指定の測定方法、評価方法および表示方法のプログラミング、制御のためのパラメータのデフォルトセッティング、測定ウィンドウを調節するための対話モードの範囲のセッティング、測定ステーションを検査者および患者の個別の要求に適合させるためのヘルプウィンドウおよび測定フィールドが可能になる。様々なデフォルトセッティングは保管され、引き続きメニューに更新される。この点で、デフォルトセッティングは方法における測定段階および休止段階に対して作られ、ユーザーはモニターへの結果の表示タイプ、測定プロトコルおよび患者データの収集を特定することがきる。

調節方法により、製造者デフォルトによって処理されないパラメータの対話モードにおけるセッティング、装置およびプログラムユニットの初期化が可能になる。デフォルトの更新はユーザーに提供され、このとき修正することができる。比較イメージのシーケンスを規定することができる。これはデータベースから取り出され、作業用メモリで利用可能となる。選択的に、パラメータまたは比較イメージシーケンスの制御マトリックス全体をデフォルトとして使用することができる。反復測定の場合、先行するすべての検査のセッティングがデフォルトとして提供される。そして、測定位置の再現性を含む自動化された精密比較条件が実行される。比較しうる検査条件（特に測定位置）を欠くことは、特に生物学的な多様性の観点から従来技術方法の重要な欠点である。患者の眼に対して検査装置をセッティングした後、コントロールモニターで観察されるイメージフィールドに結像した物体フィールド部分が現れる（固定装置のデフォルトセッティングに対応して）。測定ウィンドウ、ヘルプウィンドウおよび測定フィールドのデフォルトセッティング

は、コントロールモニターM1上において基部イメージに重ね合わされる。マウスを移動させることにより、固定装置を調節して、眼の背景から結像した物体フィールドを変化させることができる。プアビジョンに対するデフォルトコンペーションと同様に、測定ウィンドウ、ヘルプウィンドウおよび測定フィールドの位置および形状を変化させることができる。

測定を開始すると、イメージシーケンスコードが生成され、最初のイメージとともに制御マトリックスによって保管される。シーケンス制御は、まずコントロールプログラムを呼出し、インターフェースを介して、装置を駆動する。そして、測定データをポーリングし、イメージおよび時間に固有のコントロールまたは一次データマトリックスに保管し、制御信号を生成して転送する。測定を開始すると、ペリメータ照明をデフォルト値に減少させ、通常は完全に照明を遮断する。そして、測定フィールド照明をデフォルト値まで増大させる。

シーケンス制御により、イメージが次々にイメージマニピュレータへ移動し、識別コードとともに保管され、コントロールモニター上に測定ウィンドウおよびヘルプウィンドウとともに表示される。これと並行して、イメージのウィンドウがデジタル化され、前述したプロセスステップで評価され、結果が一次データマトリックスに保管される。シーケンスプランにしたがって、各イメージにおけるウィンドウ座標は、イメージマニピュレータを駆動することによって変化する。そして、測定フィールド座標もまた、結像システムを駆動することによって変化する。

この設計例では、測定ウィンドウの数に対する検出血管の数の商を品質パラメータQUALIとして使用することが好ましい。この品質識別子は、照明ストレスを最小限にするために、測定フィールドの明るさを制御するのに使用される。本発明によれば、アルゴリズムが中間結果からウィンドウ評価のための追加的パラメータを誘導する。この追加的パラメータは、品質パラメータとして、イメージコントラストSNR、現行の光度測定解像度などを検出する。これは、ビーム経路で偏向させることによって光学フィルタ位置

を最適化して、照明ストレスおよびCCDカメラ特性を最適化するために使用さ

れる。測定判定式を用いた本発明におけるCCDカメラの適応性のある制御により、生物学的に引き起こされたイメージ品質の多様性に対する調整が可能になる。しかしながら、品質識別子に使用は必須ではない。

前述したように血管直径の2乗および4乗が決定され、パラメータの決定における使用のために一次データマトリックスに保管されたとき、血管信号の追加形成が本発明の価値の著しい拡張を提供するが、そのことは必須ではない。このプロセスグループはまた、追加的なプレシスモグラフィック (plethysmographic) な血管信号の決定を含み、その変化をプレシスモグラフィックに決定し、直径血管信号との比較を可能にする。

次のプロセスグループで、パラメータの形成、選定された評価方法、関連するマスクパラメータおよびフィルターパラメータがデフォルトにしたがって順次呼び出され、調節される。調節可能なマスクおよびフィルタによって、データが一次データマトリックスあるいは現行のイメージシーケンスのパラメータマトリックスから、あるいは参照イメージシーケンスからコンパイルされ、次いで処理され、現行の評価方法でパラメータを決定するのに使用され、パラメータマトリックスに保管される。

オンライン表示のプロセスブロックは、選定された表示方法から出力データを算出し、次のサイクルでの出力のためにコントロールユニットSSへ転送するために、一次データおよびパラメータマトリックス、あるいはまた調節可能なマスクによってコントロールマトリックスに言及する。

シーケンスプログラムの特定数のイメージの作業を終了した後、オンライン測定プロセスが終了し、現行のイメージシーケンスのマトリックスが保管される。必要であれば、文書プログラムがメニューから呼び出され、測定値プロトコルおよび結果の表示がオンラインで準備されて、プリンタに送られる。

次に、オフライン評価に対してアクセス可能になる。デフォルトプログラムが自動的に実行され、パラメータおよび関連した表示プログラムが形成さ

れる。あるいは、適切な結果の表示および出力とともに、メニュー駆動によるパラメータの個別形成が可能になる。データベース管理者の統合により、データベ

ースに保管された他のイメージシーケンスからの結果を含めて比較することが可能になる。

本発明の従来技術に優る1つの重要な改革は、血管に沿った位置と連動してオンラインで連続的に血管直径を決定し、それらを解析することができることである。この品質的なステップを超えて、本発明ではまた、測定エラーを、ひいては血管直径の変化に対する検出限界を1/10まで減少させ、生物学的に引き起こされた血管直径の変化および血圧の影響の分野に入り込むことが可能になる。

図7、図8および図9は、本発明の効果を表現する測定結果に対する3つの例を示している。

図6は、血管運動ピーク値および脈動ピーク値の比較表示を伴う機能チャートを示している。脈動周波数および血管運動周波数の分光出力（スペクトルパワー）は類似しているように見える。パラメータに対する値が、血管断面とともにy軸方向に沿って、血管運動に対して正の横座標で脈動に対して負の横座標として、プロットされている。パラメータおよびその測定位置が眼の背景において割り当てられるように、チャート背景は基部のイメージである。このイメージに基づいて、この結果表示の平均が明らかであり、それにより問題の迅速な決定および評価が可能になる。

血管運動および脈動が非常に小さいかあるいは全くないような不動血管領域は、硬化症に冒された血管領域を示している。血管運動はないが脈動のある血管領域は、この領域が血圧に対して未だに柔軟に応答しているが、血管筋肉構成の活動を全く呈しないことを意味している。血管運動および脈動だけを検出することはできないが、局所的に解像され、定量化される。

測定に含まれる血管部分が多いほど、基部状態の評価がわかり易いものとなる。本発明の潜在能力（ポテンシャル）は、1つの測定ウィンドウで幾つかの血管部分を同時に測定することだけでなく、すなわち並列的に測定を行

うだけでなく、1つのセッティングにおいて幾つかの測定ウィンドウでほぼ並列的に様々な象限の血管を決定することであり、これはもう1つの意味のある利点である。

図7は、時間および測定段階に対してプロットされた平均血管直径D（血管部分を横切って測定された）の変化を、平均上腕血圧PPとともに示している。刺激のもとでの血管直径の本発明の連続的な記録の利点、この例において用いられた刺激タイプの本発明の組み合わせと血圧との関係が、ここに明瞭に示されている。予備段階では、血管直径の初期値が測定される。すなわち、現行の血圧条件におけるオペレーティングポイントである。物理的な負荷により血圧が上昇し、その結果血管が受動的に拡張する。これにより、伸長に起因する障害応答につながる（自動調整）。たとえば血圧および血管直径の変化または増加からパラメータとして算出された商は、血管壁の柔軟性（刺激段階P1）、および第2最大値における収縮応答（応答段階1）に対する測定である。一方、再呼吸に起因する刺激段階P2では、段階P1と同様に上昇血圧が低減される。そして、収縮自動調整の始まりがほとんど識別不可能であり、P2の第2部分では物質代謝調整が再呼吸への応答として始まる。最大値は調整膨張の区域を示し、再び刺激の大きさに対して、たとえば再呼吸された空気の二酸化炭素含有量および酸素含有量の変化または増加（このダイアグラムでは不図示）に対して、関係付けることができる。

このダイアグラムは、パラメータとして算出することもできる調整領域、上部調整区域、下部調整区域を示している。次に、血管の調整能力が初めて評価される。

本発明の顕著な利点は、現行の血管直径の評価に対する新たな可能性にある。個体における網膜分岐血管直径の解剖学的な散乱は、15～20%であり、これにより収縮状態および膨張状態の認識は変化の大きい場合だけ可能となり、非常に信頼性が小さい。本発明の測定ステーションにより、収縮状態または膨張状態が上部調整区域および下部調整区域に基づいてはるかに高い感度で且つ高い信頼性で決定される。ここで、血管直径の絶対値はほとん

ど意味をもたなくなる。かくして、各検査における眼の光学特性の変化を無視することができれば、眼の個別結像のエラー発生源が解消される。

かくして、血管に作用する薬物療法を評価し、危険ファクターとして硬化症の

程度を評価するために、マイクロサーキュレーションの機能的診断およびスクリーン方法に対して技術的要件が設定される。測定ウィンドウにより確かめられたすべての血管が測定されてそのパラメータが表示されるので、図8のダイアグラムは、分岐動脈と分岐静脈の比較表示としても役立ち、これによりさらに広範囲な結論が可能になる。

図7におけるダイアグラムは、モニターM2のウィンドウでの表示のようなオンライン表示に対して特に適している。この点に関して、呼吸空気の酸素含有量および二酸化炭素含有量を並列に表示することは意味なすことになる。

図8は、2つの異なる時間、たとえば療法の前後における分岐血管の挙動に関する結果の比較表示のためのもう1つの例を示している。横座標には血管方向に沿った実際の経路が示され、縦座標には血管運動スペクトルパワー並びに現行イメージシーケンス（実線）および参照イメージシーケンスに対する血管部分の局所的変化が示されている。なお、参照イメージシーケンスの血管直径が座標原点における参照値として用いられている。参照時間を参照すると、この血管は特に部分の最初の半分において拡張している。しかしながら正確には、この領域では参照時間において血管運動がないのは全く正常であり、元々収縮した血管領域での血管運動が再設定される。

以上説明した設計例では、本発明の装置および方法に対する様々な解決が互いに組み合わされているが、測定結果に関するその効果は従来技術とは大きく異なる。その理由は、本発明により、これまで不可能だと思われていた以前には知られていない再現性および検出限界を用いて血管直径の変化をわかり易く解析することが可能になるからである。しかしながら、パラメータ形成に対してリストアップされた方法のすべてが各医学的問題に対して必要なわけではない。あるケースでは、1つのパラメータを決定するだけで十分

である。

本発明の適用により、1つのパラメータだけ、あるいはすべてのパラメータを形成し、血管直径の局所的プロフィールおよび／または時間的プロフィールを記録し且つ評価することができる。本発明のさらに単純な設計例は、驚くような効

果、満足すべき再現性、または直径変化に対する満足すべき検出限界を有する。これらは、臨床的問題群に対して十分である。

たとえば、血管部分の相互的な割り当てに関する不正確さが省略可能であれば、本発明の固定装置による測定位置の自動的再現は省略可能である。同様に、測定値割り当ての局所的な不正確さが許容されるならば、ヘルプウィンドウを省略することができる。これが、眼移動により、局所的解像の減少に関連した局所的信頼性を越えて多少パワフルで正確な浮動平均値形成につながる。単純な設計は、たとえば全く修正されていない公知の照明ビーム経路および結像ビーム経路を有する網膜カメラとして存在する。通常の赤色光透過フィルタを使用することができる。追加的な刺激システムおよび測定システム並びにTVイメージの並列記録も省略可能である。スキャン領域を有するたった1つの測定ウィンドウが、イメージ内に位置決めされるか、あるいはスキャン領域全体を完全にカバーする1つの測定ウィンドウが位置決めされる。この場合、パラメータの決定および表示が最初の設計例と同様に起こるが、時間的プロフィールおよび局所的プロフィールだけが、または平均化された脈動周期だけが視覚的に評価される。このことから、スキャンしていない測定ウィンドウでは、スキャンしている測定ウィンドウにおけるような測定ウィンドウのための平均値としてではなく、局所的に解像された血管直径が決定されることがわかる。このタイプの装置では、次のような驚くべき効果が得られる。すなわち、従来の設計例におけるような検出限界および解像度をもった手段によってではなく、血管運動および脈動、機能的に刺激された変化の治療を観察することができる。

同様に、カメラに代えて、規定された時間間隔を有するフラッシュイメージシーケンスを使用し、前述した方法でオンラインまたはオフラインで評価

することができる。この場合、欠点は時間的な解像の欠如にある。そこで、イメージシーケンスにおいて脈動または血管運動の影響がたとえばランダム手法によって抹消されるように、シーケンスコントローラ（シーケンス制御装置）がイメージ記録を形成しなければならない。本発明のオフライン適用により、イメージで測定可能なすべての血管部分の評価が可能になる。ここで、スキャン運動が、

断面的に且つシーケンシャルにイメージフィールド全体をカバーする。あるいは、血管中間が測定ウィンドウの中央に常に位置決めされ、血管が測定可能である限り血管方向の双方の方向に沿ったスキャン運動が連続するように、測定ウィンドウのスキャン運動が本発明によって制御される。この場合、瞳の直径よりも大きな直径を有するリング状のヘルプウィンドウで十分である。識別可能な血管の位置において、このヘルプウィンドウは、スキャン運動が血管方向を適合的に追従する小さな測定ウィンドウを生成する。

もう1つの単純な設計様式は、結膜血管に対するプレシスモグラフィックスペクトル解析であり、もう1つの単純な設計例を示している。結像システムとして、100 nmの帯域幅を有し540 nmの赤色光遮断バンドパスフィルタを備えた照明ビーム経路、および結像ビーム経路が使用される。これは、たとえばスリットランプであり、結像ビーム経路において単一面光電センサーがフィルタのスペクトルトランスミッションに向けられる。センサーに接続された出口には、増幅器、およびパワースペクトルを出力する周波数アナライザが設けられている。この結像システムにより、マイクロサーキュレーションのより大きな血管がセンサーの光電測定面に結像する。血管部分の血管直径が測定面によって完全にカバーされるように、この結像が起こらなければならない。周波数スペクトルは、脈動パワーおよび血管運動パワーを供給する。その値またはその商は、臨床的評価のためのパラメータとして表示される。

結像システムとして、たとえば内視鏡を使用するだけで、他の光学的に接近可能な領域まで設計例を拡張することができる。蛍光血管結像システムの

使用もまた、1つの可能性である。この点に関して、結像システムとして、従来の光学システムが使用されるか、あるいはレーザスキャナが使用されるかは、本発明にとって違いのないことである。しかしながら、レーザスキャナの使用は、到達可能な再現性および局所的解像、または局所測定値割り当ての正確性が著しく減少するという欠点を有する。

さらに、測定ウィンドウでの血管直径に対する1つの平均値を生成する狭い測定ウィンドウからなり、測定ウィンドウのスキャン移動によって局所プロフィー

ルを順次（シーケンシャルに）決定する場合、好ましい方法を用いて設計例で説明したように最小の演算労力を使用して、測定面がスキャン領域の全体をカバーするか、測定面の評価が血管直径の局所プロフィールを反映するかは、本発明にとって違いのないことである。

本発明にとって、演算ハードウェアがどのように構成されているかということとは重要ではない。演算ハードウェアは、時間的解像、局所的解像、測定ウィンドウの数および面積、および結果のオンライン表示の実行能力の妥協を特定するにすぎない。

本発明の特に好ましい設計様式は、リング状の測定面に合同なリング状の測定フィールドを形成することである。リング状の測定面は、好ましくは端部が相互に重なり合って多角形状のリングに構成された幾つかのストリップ状の測定面から構成することができる。しかしながら、本発明のこの設計では、オンライン処理能力に対してより大きな演算労力が要求される。

さらに、本発明にとって、物体面に対する戻し計算が適当な結像倍率で起こるか、あるいは関連するユニットに記述されるかは重要ではない。この場合、イメージまたは物体面内での相互的な測定値および測定位置の正確な局所割り当てが決定的である。

参照記号リスト

O	物体
BS	結像システム
FI	固定装置
BE	イメージレシーバ
BM	イメージマニピュレータ
EP	結果の表示ユニット、たとえばTVモニター
ES	制御可能なビデオレコーダー
SS	コントロールユニット
BV	評価ユニット
DE	キーボード

MP マニピュレーションユニット
MS 測定ユニット
HS メインビーム経路
US ペリメータ照明ビーム経路
UBS ペリメータ照明システム
BO 照明レンズ
BLS 照明ビーム経路
FS 固定ビーム経路
FAS 外側固定ビーム経路
FIS 内側固定ビーム経路
SE ミラーユニット
S1~S4 ミラー
OL 検眼鏡レンズ
HOS 光学システム
MBS 測定フィールド照明システム
y 固定マーク

y' , y'' 固定マークのイメージ

FME 固定マークユニット
FOS 固定光学システム
AA 光学ユニット
MSB 測定照明ビーム経路
MBO 開口絞り
MBO' 開口絞りの瞳
FMB フィルタ
MBL1 レンズシステム1
MBL2 レンズシステム2
 Y'' 眼の背景と共役な面のイメージ
MBF フィールド絞り (眼の背景において生成されるイメージ)

SMBF フィールド絞りの調節ユニット
SMBO 開口絞りの調節ユニット (明るさの制御)
LQMB 光源
SVMB 光源に対する制御可能な電力供給器
UBS 測定照明ビーム経路
UBO 開口絞り
UBO' 開口絞りの瞳
FUB フィルタ
UBL1 レンズシステム1
UBL2 レンズシステム2
UBF フィールド絞り (眼の背景において生成されるイメージ)
SUBF フィールド絞りの調節ユニット
SUBO 開口絞りの調節ユニット
LQUB 光源に対する制御可能な電力供給器
LM 光変調器
SLMUB 光変調器のための調節ユニット

p, p', p'' 瞳位置

G1, G2 血管方向のスキャン領域または測定面の終点

BZ 参照時間

BD 参照日付

IDU 検査者の識別番号

RZ 相対時間

【図1】

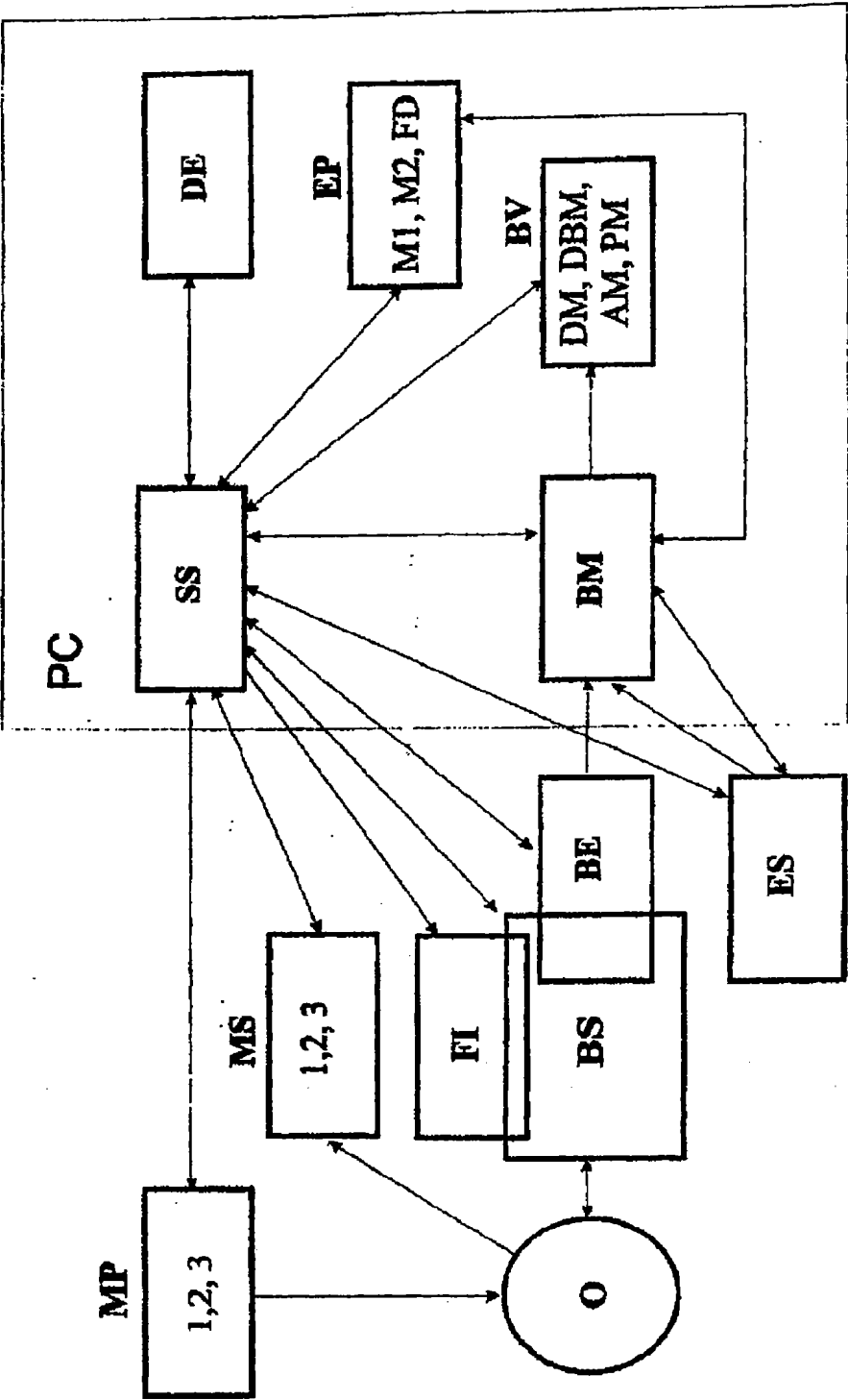


Fig. 1

【図2】

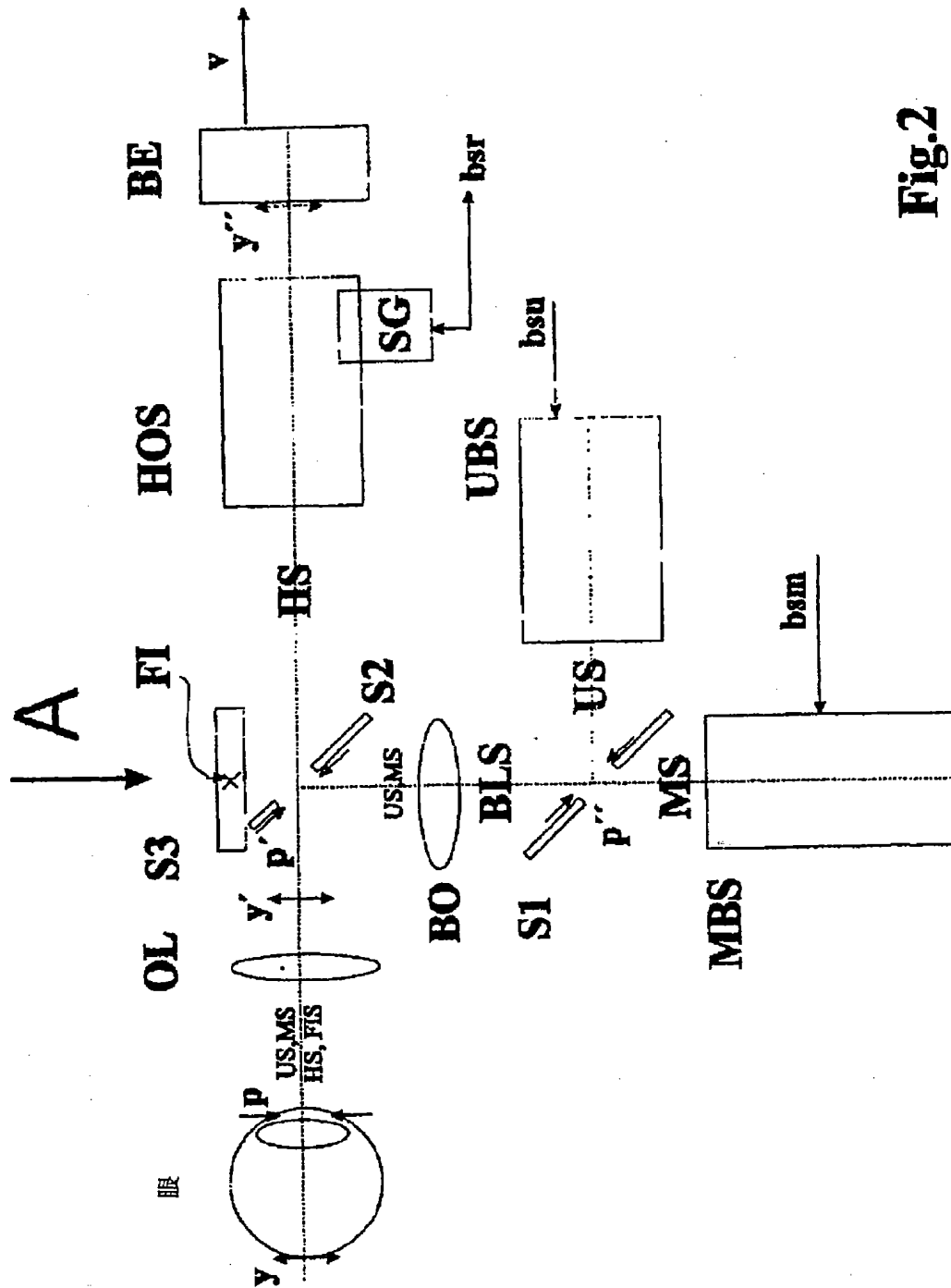


Fig.2

【図3】

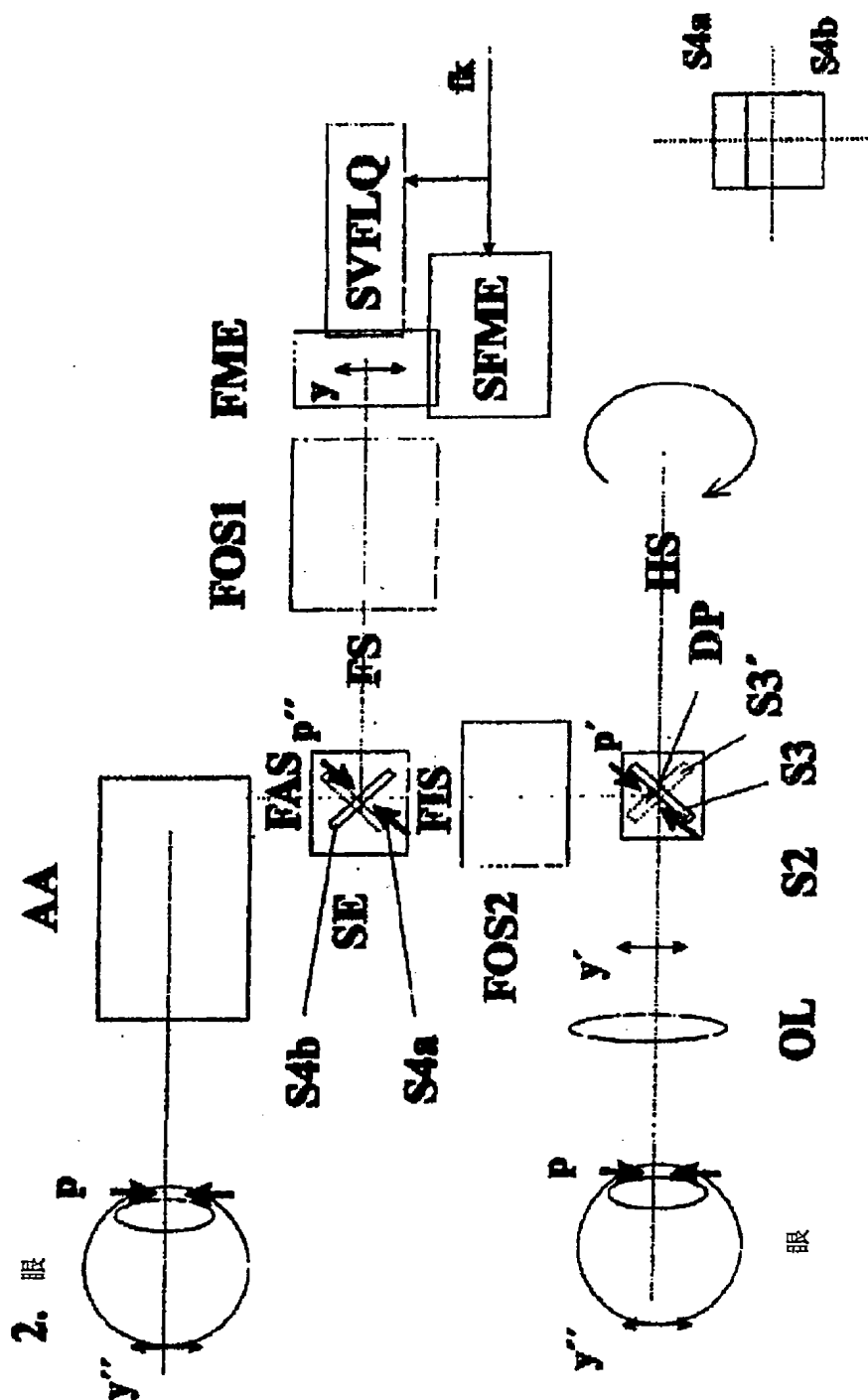


Fig.3b

Fig.3a

【図4】

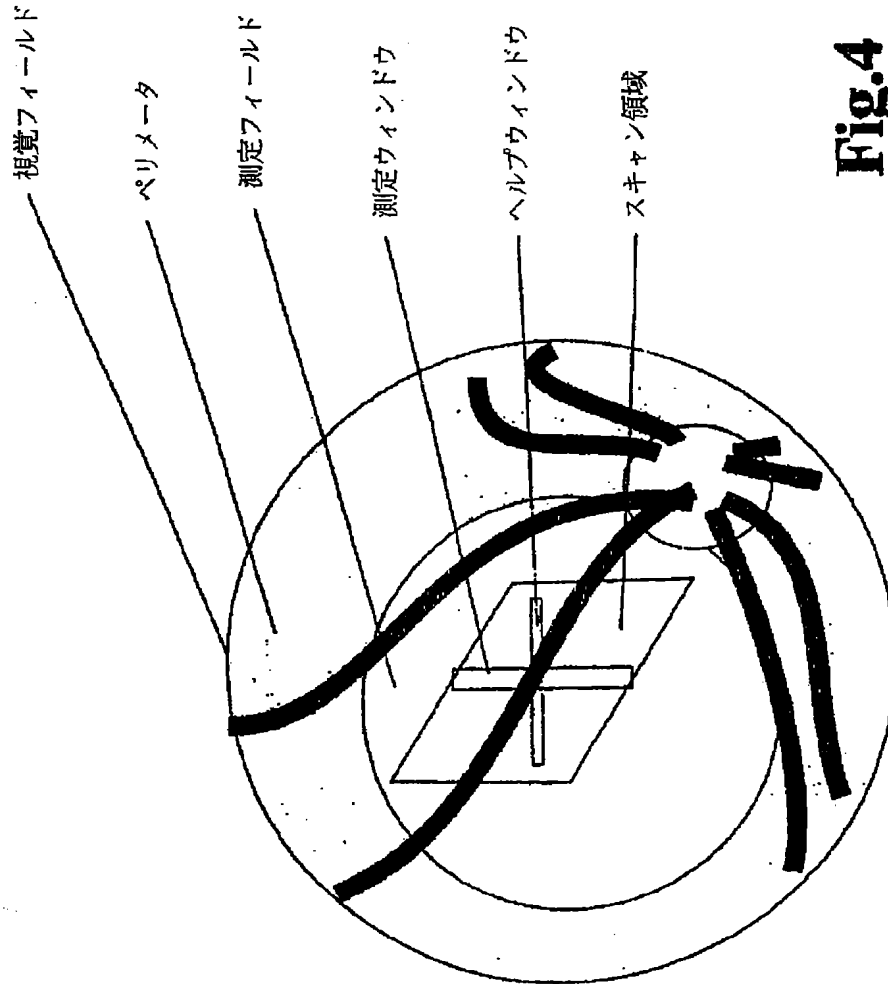


Fig.4

【図5】

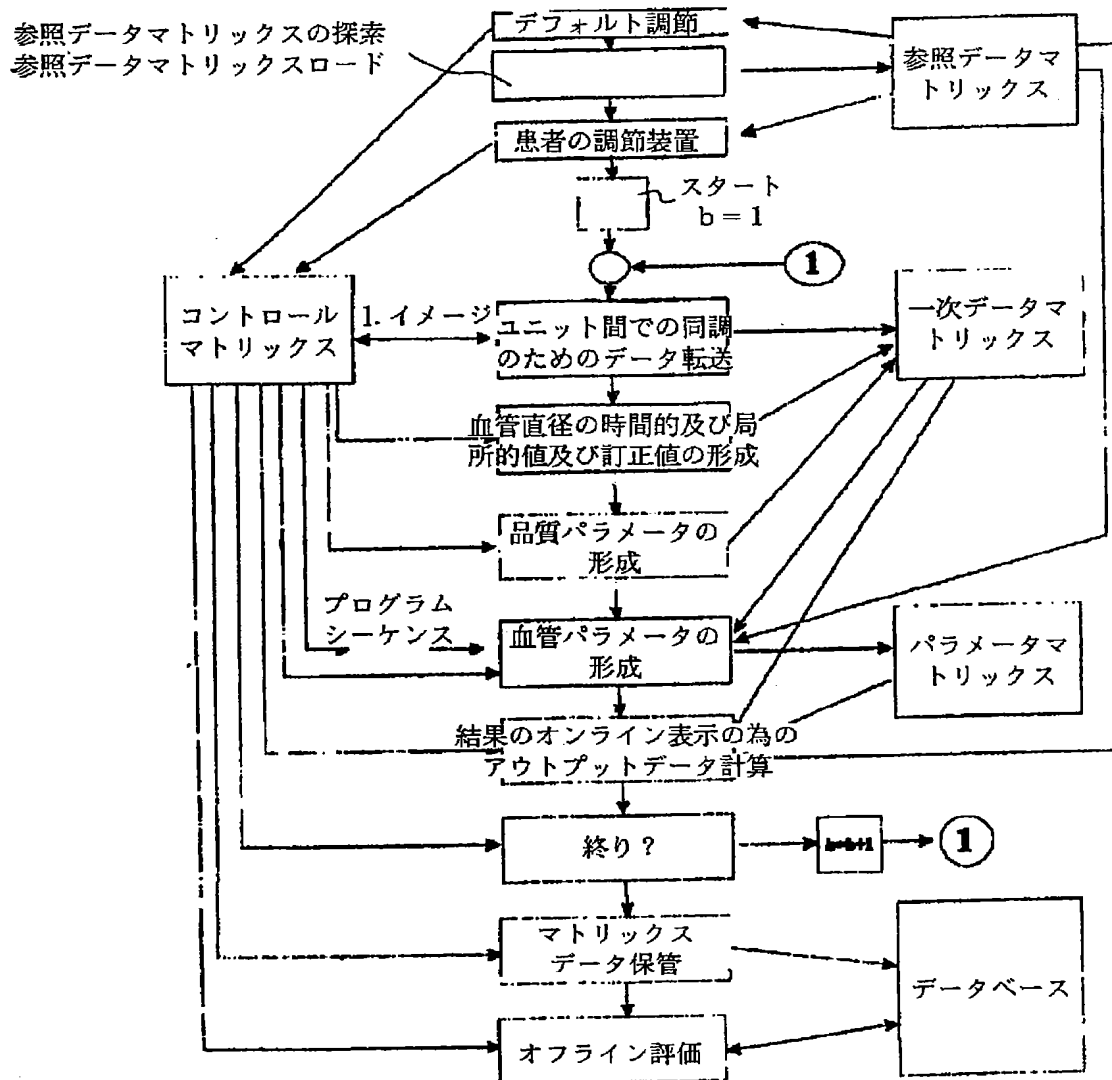


Fig. 5

【図6】

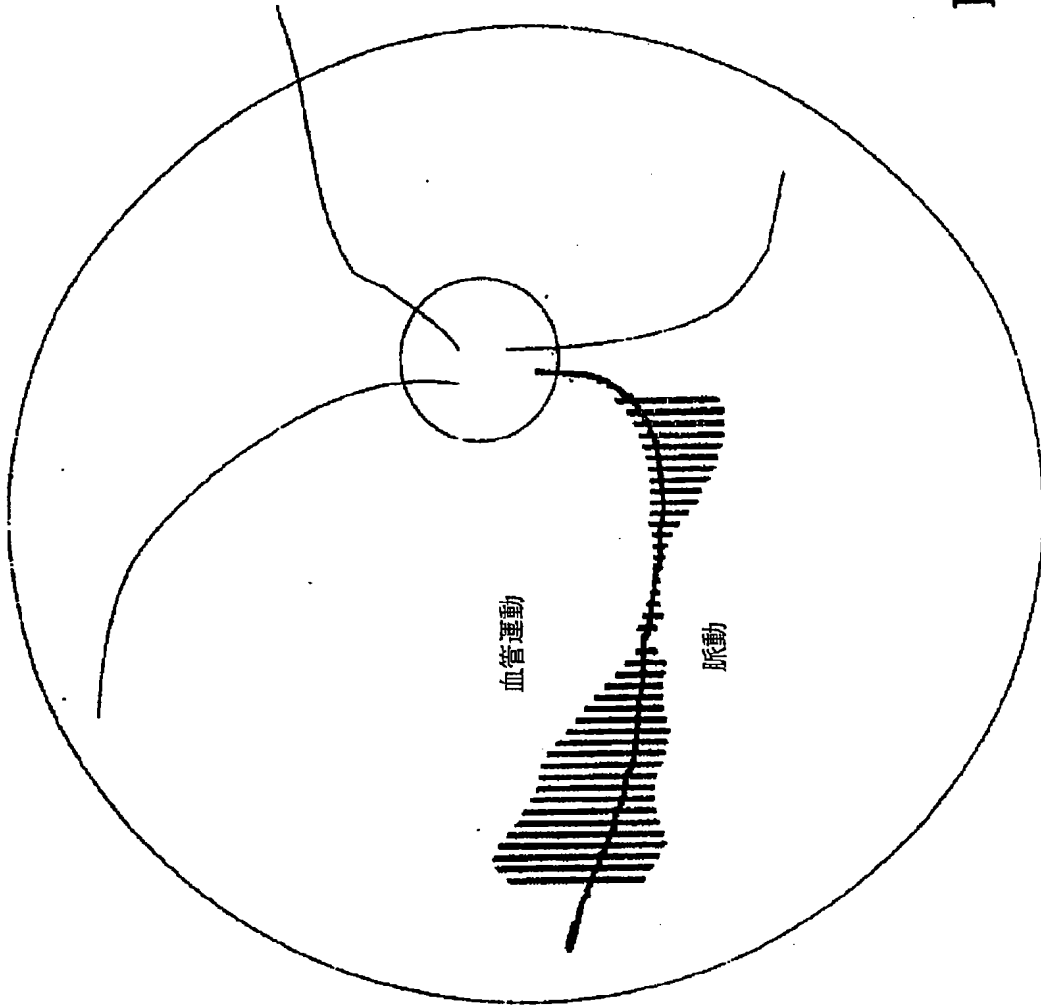


Fig. 6

【図7】

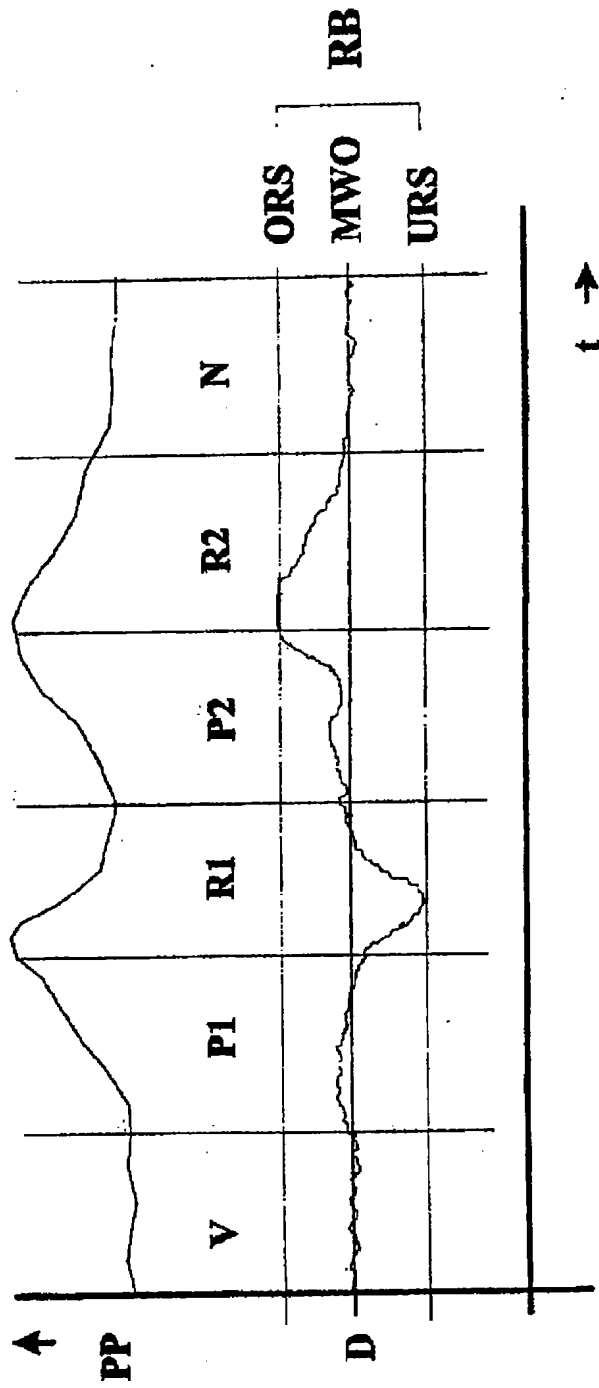


Fig. 7

【图8】

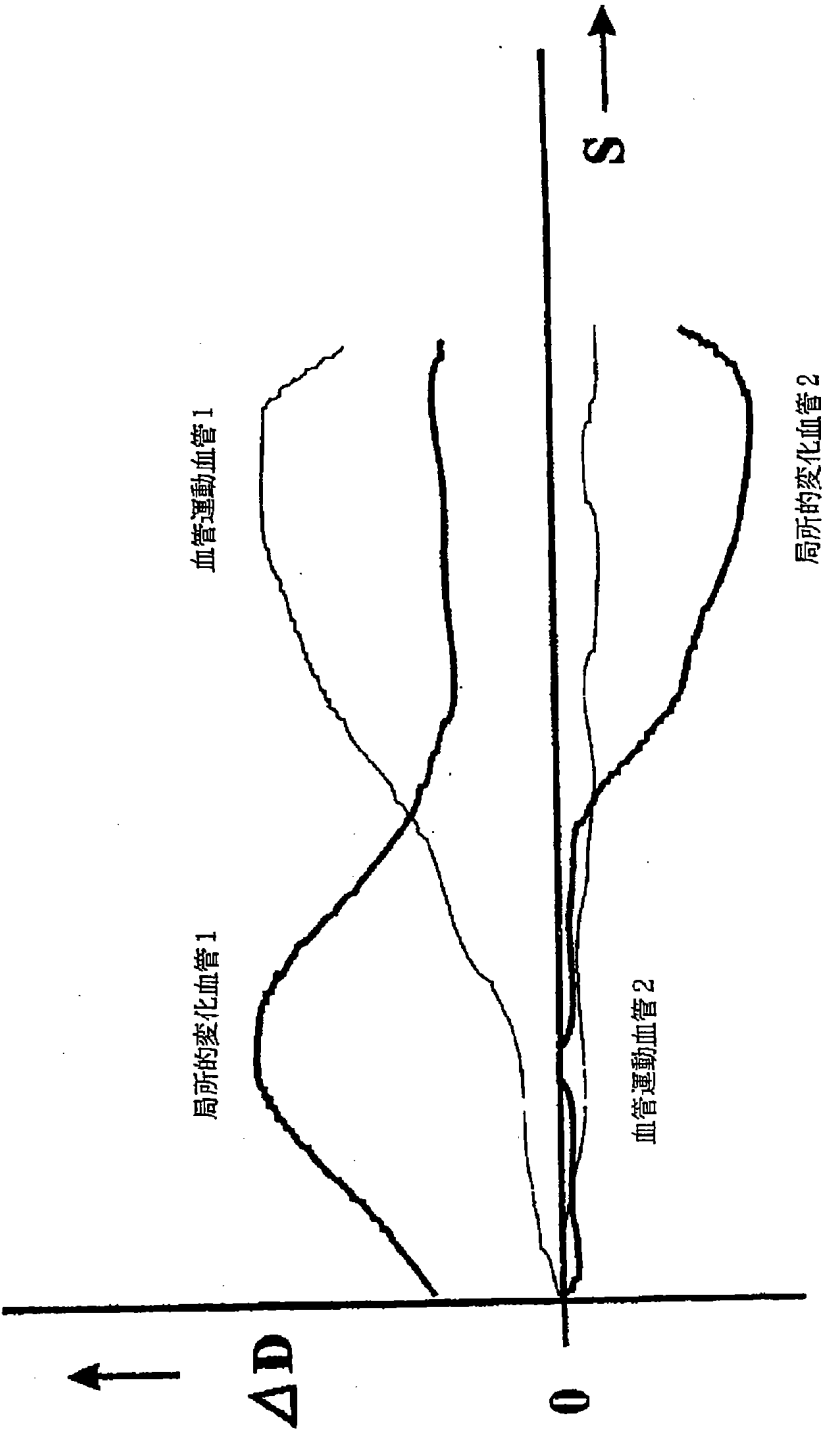


Fig. 8

【図9】

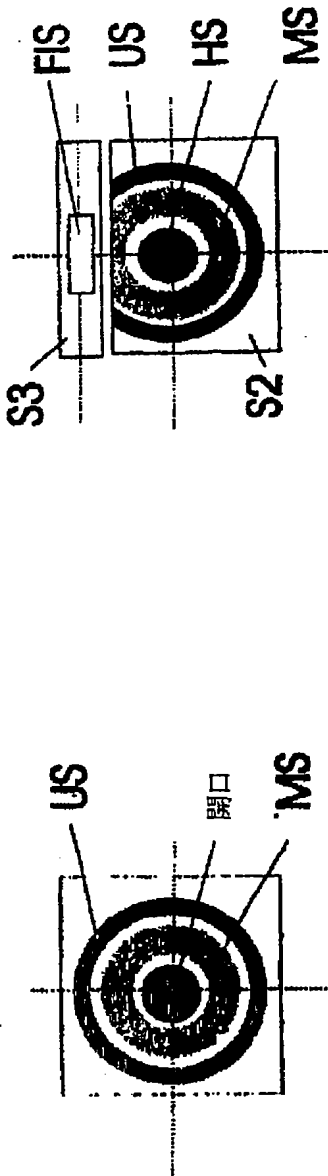


Fig. 9a S1 瞳位置で

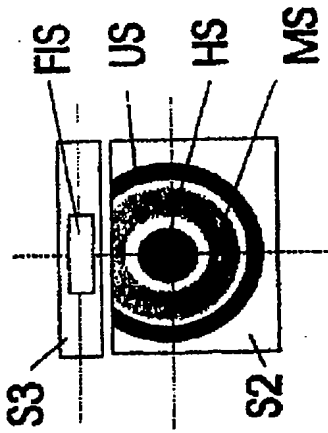


Fig. 9b S2 及び S3 瞳位置で

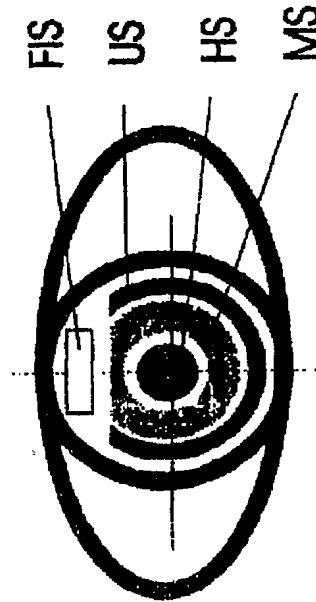


Fig. 9c

眼のpにおける瞳位置

【図11】

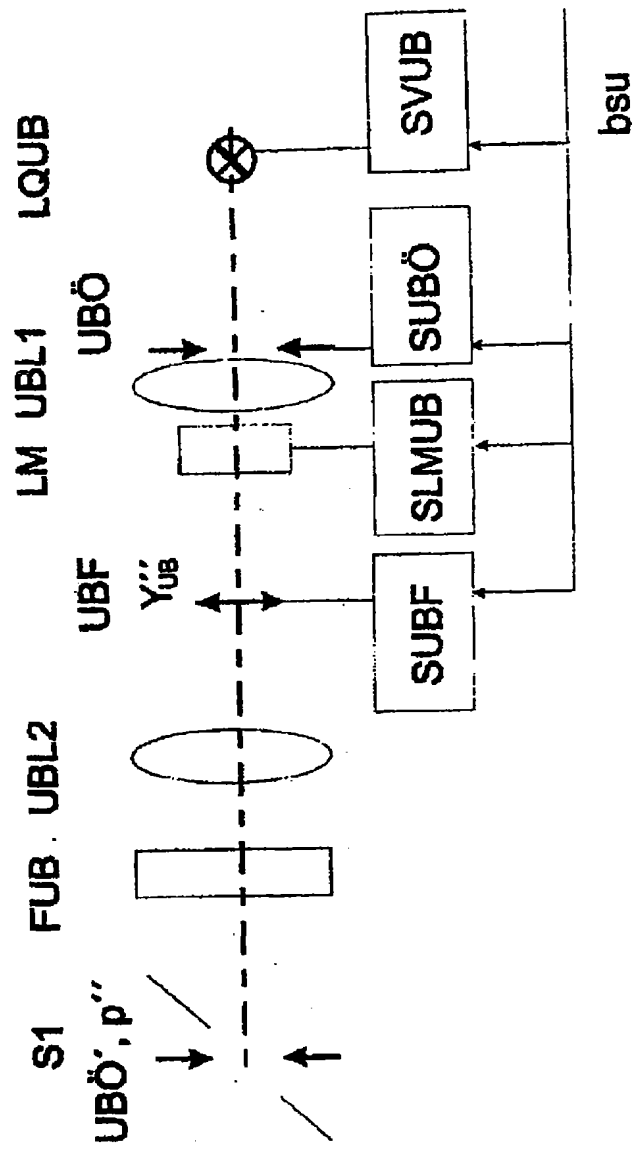
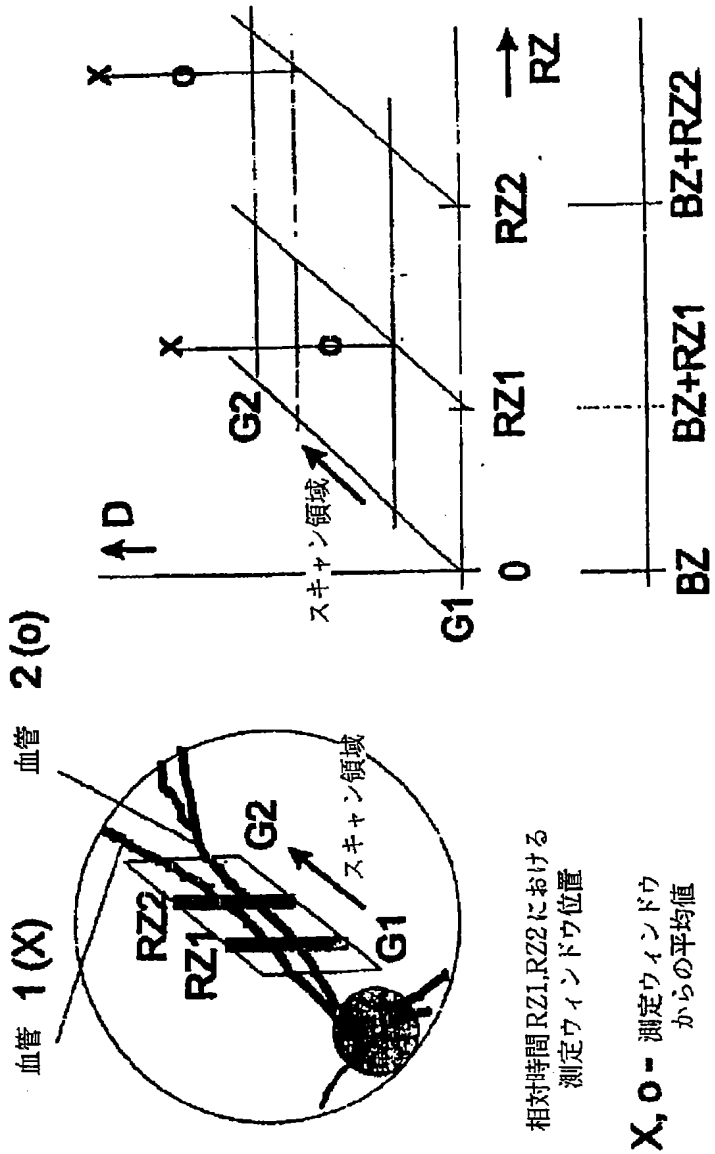
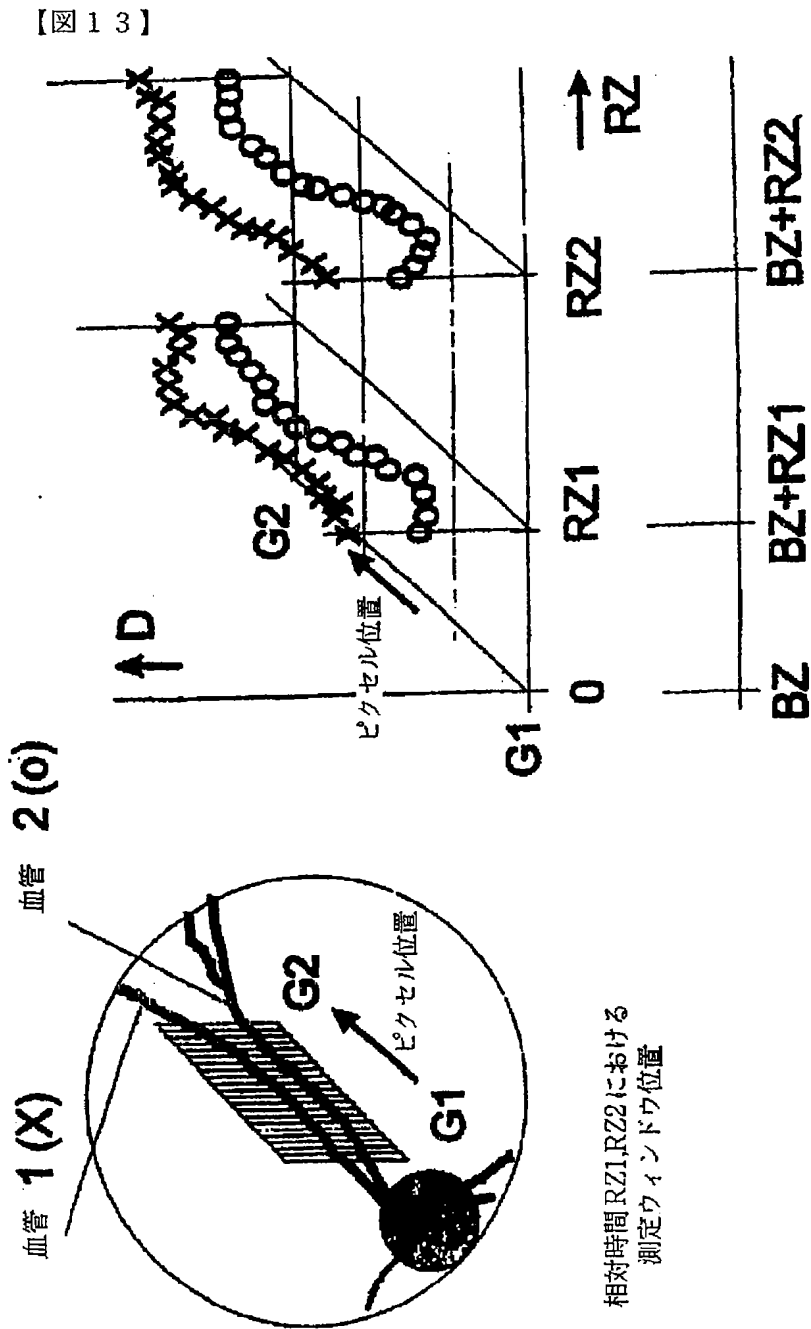


Fig. 11 UBS

【図12】





【図14】

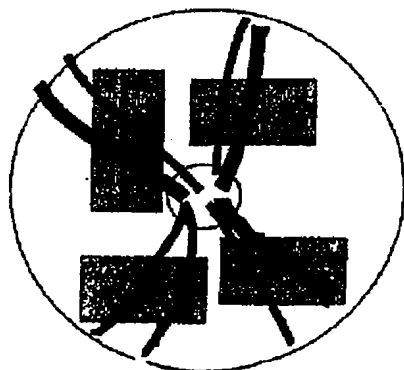


Fig. 14a

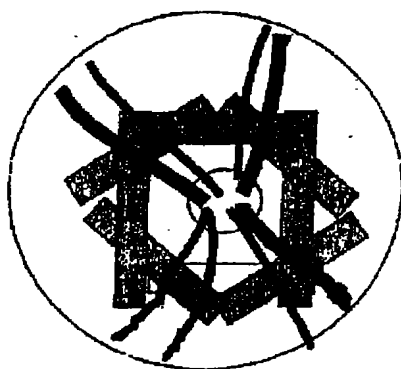


Fig. 14b

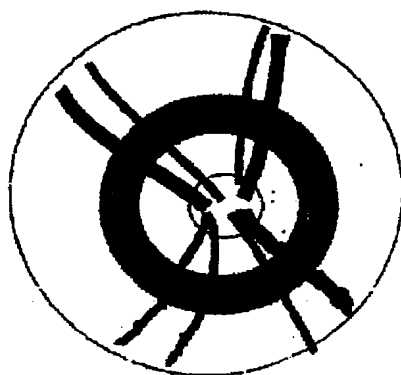


Fig. 14c

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 6 A61B3/12		International Application No. PCT/DE 97/02634
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 6 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Reference to claim No.
A	Y SUZUKI: "Direct Measurement of Retinal Vessel Diameter" SURVEY OF OPHTHALMOLOGY, vol. 39, no. 1, - 1 May 1995 pages S57-S65, XP002061909 cited in the application see page S58 - page S60; figures 2-4	1-3, 5, 9, 11, 27, 40-42
A	F.C. DELORI: "Noninvasive technique for oximetry of blood in retinal vessels" APPLIED OPTICS, vol. 27, no. 6, 15 March 1988, NEW YORK (US), pages 1113-1125, XP002061910 cited in the application see page 1116 - page 1119; figures 4-8	1-3, 5, 11, 14, 19, 38-40, 47
-/-		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubt on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another claim or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 9 April 1998		Date of mailing of the international search report 24/04/1998
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 851 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Rieb, K.D.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/DE 97/02634

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	M.J. DUMSKYI E.A.: "The accurate assessment of changes in retinal vessel diameter using multiple frame electrocardiograph synchronised fundus photography" CURRENT EYE RESEARCH, vol. 15, no. 6, - 1 June 1996 pages 625-632, XP002061911 cited in the application see page 625 - page 627; figure 1	1-3,11, 32-36, 40,41, 52-55, 59,64
A	DE 38 39 272 A (N. VILSER U.A.) 21 September 1989 cited in the application	1-3,11, 14,38
A	see the whole document	40,41
A	EP 0 392 743 A (KOWA CO., LTD.) 17 October 1990	1,2,9
A	see column 6, line 26 - column 9, line 58	11,40
A	G.T. FEKE E.A.: "Laser Doppler Technique for Absolute Measurement of Blood Speed in Retinal Vessels" IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, vol. 34, no. 9, - September 1987 NEW YORK (US), pages 673-680, XP002061912 see page 674 - page 675; figures 2,3	1,25,32, 52,55

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Intern. Nat. Application No.

PCT/DE 97/02634

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE 3839272 A	21-09-89	NONE	
EP 392743 A	17-10-90	JP 2268727 A	02-11-90
		DE 69020411 D	03-08-95
		DE 69020411 T	21-12-95
		US 5058596 A	22-10-91